



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**EVOLUÇÃO DA COMPOSIÇÃO DAS LIGAS METÁLICAS
UTILIZADAS EM ENDODONTIA MECANIZADA: DA LIGA DE
AÇO INOXIDÁVEL À LIGA M-WIRE**

Trabalho submetido por
Luís Filipe Martins Sousa
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

outubro de 2019



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**EVOLUÇÃO DA COMPOSIÇÃO DAS LIGAS METÁLICAS
UTILIZADAS EM ENDODONTIA MECANIZADA: DA LIGA DE
AÇO INOXIDÁVEL À LIGA M-WIRE**

Trabalho submetido por
Luís Filipe Martins Sousa
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof. Doutor João Eduardo da Fonseca de Freitas Dias

outubro de 2019

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha querida esposa, companheira e cúmplice de todas as horas, que pela sua constante devoção conseguiu ser pai e mãe nos momentos em que não me foi possível estar presente. Aos meus amados filhos, Mariana e Pedro que, mesmo quando apenas me foi possível vê-los a dormir, me proporcionam diariamente grandes momentos de alegria. Aos meus adorados pais, que sempre acreditaram e apoiaram os meus sonhos. À minha maravilhosa família, que sempre demonstrou um imenso carinho, compreensão e apoio incondicional.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, agradeço ao meu orientador, prof. Doutor João Dias, por me ter acolhido e ajudado a seguir a trilha correta, mesmo quando as dificuldades do caminho se mostravam sinuosas. O seu inestimável apoio, sensatez, empenho, dedicação e confiança foram decisivos na elaboração, desenvolvimento e conclusão deste trabalho.

Um agradecimento especial à Direção Clínica do Instituto Universitário Egas Moniz, por se mostrar sempre disponível para ajudar a melhorar a formação dos seus alunos e colaboradores.

Agradeço a todos os professores do curso de mestrado em medicina dentária do IUEM, por serem uma referência no conhecimento e uma inspiração para os alunos prosseguirem com entusiasmo os estudos.

Ao meu colega, Sadek Belarbi, agradeço por ter sido diariamente o meu braço direito ao longo dos dois anos de clínica integrada e ter partilhado comigo um caminho de constante aprendizagem, sempre com um sorriso no rosto e palavras de amizade, ao longo de todo o percurso.

Agradeço a todos os colegas de curso que se cruzaram no meu caminho e que me ajudaram a acreditar que a vida é feita de desafios, partilhas e constantes esforços para que seja possível alcançar o sucesso.

À Diretora do Agrupamento de Escolas Cardoso Lopes, professora Conceição Mateus, manifesto aqui o meu agradecimento, por ter sido incansável e extremamente compreensiva ao reconhecer a importância e o valor da formação, permitindo que o meu horário de trabalho tivesse a flexibilidade necessária para frequentar as aulas e exames práticos.

Ao Nuno Amaral e à Helena Noronha, pelo constante encorajamento e força para dar continuidade e finalizar este trabalho.

A todos os amigos e colegas que direta ou indiretamente colaboraram para o sucesso desde trabalho e a quem muitas vezes deixei de dedicar a devida atenção em prol deste sonho, o meu muito obrigado!

RESUMO

Até ao fim da década de 80, a preparação biomecânica do tratamento endodôntico era apenas realizada pelo recurso a brocas e limas de aço inoxidável manuais, verificando-se recorrentemente desvios, perfurações e a fratura dos instrumentos. Com o objetivo de diminuir o risco de preparações defeituosas, a liga de Níquel-Titânio (NiTi) promoveu a introdução de instrumentos endodônticos, com modificações aos níveis do *design*, tratamento superficial e térmico, possibilitando o acoplamento de limas endodônticas a um motor elétrico. Embora a realização de movimentos rotatórios contínuos com limas de NiTi acionadas por motores elétricos tivessem tornado possível obter maior agilidade, conforto e conformação dos canais radiculares, verificou-se um aumento nas taxas de fratura durante a preparação. Por forma a proporcionar maior segurança e eficiência durante a preparação clínica, otimizando as propriedades mecânicas dos instrumentos e do seu efeito, têm vindo a ser incorporados novos movimentos aquando da instrumentação dos canais radiculares.

O objetivo deste trabalho consiste na revisão da literatura sobre a evolução das ligas metálicas utilizadas no fabrico das diversas gerações de limas empregues na instrumentação endodôntica mecanizada, desde a liga de aço inoxidável até à liga de Níquel-Titânio e a sua importância para a evolução da endodontia.

A pesquisa bibliográfica realizou-se nas bases de dados PubMed, The Cochrane Library, Wiley Online Library, Elsevier e Scielo, tendo os artigos sido selecionados com base na sua relevância e privilegiados os estudos com menos de dez anos.

Os resultados dos estudos demonstram que a evolução das ligas metálicas utilizadas na instrumentação endodôntica mecanizada representou um enorme avanço para a endodontia, promovendo melhorias na qualidade e previsibilidade da preparação dos canais radiculares, bem como uma significativa redução dos erros processuais e do tempo de consulta, diminuindo o desconforto por parte do paciente e do médico dentista.

Palavras-chave: Limas endodônticas, tratamento endodôntico, liga de Níquel-Titânio, fadiga cíclica.

ABSTRACT

Until the end of the 80s, the biomechanical preparation of endodontic treatment was only performed using hand drills and stainless-steel files, with recurrent deviations, perforations and fracture of the instruments. In order to reduce the risk of defective preparations, the nickel-titanium (NiTi) alloy introduced new endodontic instruments, with modifications in *design*, surface and heat treatment, allowing the coupling of files to an electric motor. Although the continuous rotary motion with electric motor NiTi files made possible to obtain greater agility, confort and conformation of the root canals, there was an increase in fracture rates during preparation. In order to provide greater safety and efficiency during clinical preparation, optimizing the mechanical properties of the instruments and their effect, new movements have been incorporated during root canal instrumentation.

The objective of this literature review is to discuss the changes in the metallic alloys used in the manufacture of several generations of files used in mechanized endodontic instrumentation, from stainless steel alloy to nickel titanium alloy and their importance for evolution of endodontics.

The bibliographic search was carried out in the databases PubMed, The Cochrane Library, Wiley Online Library, Elsevier and Scielo, having the articles been selected based on their relevance, privileging the studies under ten years.

The results of the studies show that the evolution of metallic alloys used in mechanized endodontic instrumentation represented an huge advance for endodontics, promoting improvements in the quality and predictability of root canal preparation, as well as a significant reduction in procedural errors and consultation time, reducing discomfort on the part of the patient and the dentist.

Keywords: Endodontic files, endodontic treatment, nickel-titanium alloy, cyclic fatigue.

ÍNDICE GERAL

I. Introdução	9
II. Desenvolvimento.....	15
2.1. Tratamento endodôntico	15
2.2. Ligas metálicas	16
2.2.1. Aço inoxidável.....	17
2.2.2. Liga de Níquel-Titânio	18
2.3. Propriedades mecânicas do Níquel-Titânio	20
2.4. Instrumentos de Níquel-Titânio convencionais (sem tratamento)	28
2.5. Tratamentos da liga de Níquel-Titânio	29
2.6. Design das limas endodônticas	31
2.6.1. Limas tipo K	34
2.6.1. Limas Hedström	35
2.7. Instrumentação rotatória mecanizada	36
2.8. Movimentos utilizados na preparação mecânica do canal radicular.....	39
2.8.1. Movimento rotatório contínuo e movimento reciprocante	40
2.9. Fadiga e fratura dos instrumentos	45
2.10. Vantagens e desvantagens da instrumentação mecanizada.....	55
III. Conclusão.....	59
IV. Referências.....	61

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 – Modelo da transformação martensítica, segundo Otsuka e Wayman, citados por (Gavini et al., 2018).....	21
Figura 2 – Transformação martensítica. (a) superelasticidade (SE) à temperatura ambiente e acima da temperatura da fase austenita. (b) Efeito de memória de forma (SME) (Zupanc et al., 2018).....	22
Figura 3 – Diagrama de temperatura da liga de NiTi. Temperatura inicial da fase martensítica (Ms); temperatura final da fase martensítica (Mf); temperatura inicial da fase austenítica (As); temperatura final da fase austenítica (Af) (Zupanc et al., 2018).	23
Figura 4 – Evolução dos tratamentos na liga de Níquel-Titânio (Gavini et al., 2018)...	29
Figura 5 - Constituintes de um instrumento endodôntico rotatório (Cohen & Hargreaves, 2011).....	32
Figura 6 – Fio de formato piramidal estabilizado (cima), sendo rodada uma extremidade (meio). Após múltiplas rotações é produzida a conformação final em Espiral (baixo). (Cohen & Hargreaves, 2011).....	34
Figura 7 - Lima K n° 40, DENTSPLY Maillefer Instruments SA, Ballaigues, Suíça, (Cohen & Hargreaves, 2011).....	35
Figura 8 - Lima Hedström n° 50, DENTSPLY Mayllefer, ballaigues, Suíça, (Cohen & Hargreaves, 2011).....	36
Figura 9 - Limas K submetidas a stresse durante a torção nos sentidos horário e anti-horário, sendo visível as áreas deformadas, as quais estão identificadas por setas. (Cohen & Hargreaves, 2011).....	36
Figura 10 – Linha temporal de movimentos utilizados na preparação mecânica do canal radicular (Gavini et al., 2018).....	40
Figura 11 - Ilustração da técnica de instrumentação Roane (adaptado de Cohen & Hargreaves, 2011).....	41
Figura 12 - Fragmento de lima rotatória fraturada no canal mésio-vestibular do dente e removida com auxílio de ultrassom.(Adaptado de Matos, 2016).....	45

Figura 13 – Deformação das hélices de uma lima de NiTi após a preparação biomecânica, não sendo visíveis deformações sem recurso a microscopia eletrónica. (Matos, 2016)	46
Figura 14 – Imagens de MEV de lima do sistema MTwo 25/0.6 e ProDesign 30/.10 com formação de trincas na primeira e desgaste superficial na segunda, após o limite do uso clínico preconizado pelo fabricante.....	47
Figura 15 – Teste de fadiga cíclica a lima ProFile Vortex 30.06, de M-Wire, a 500 rpm. (Gao et al., 2010).	48
Figura 16 – Fratura da lima ProFile Vortex 30.06 de fio superelásticos regular, a 500 rpm (Gao et al., 2010).....	49
Figura 17 - Fratura por torção, sendo visível deformação plástica das hélices (Lopes et al., 2011).....	51
Figura 18 Fratura por flexão rotativa com ausência de deformação plástica das hélices (Lopes et al., 2011).....	51

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 – Visão geral da liga de NiTi utilizada no fabrico de instrumentos endodônticos. Adaptado de (Zupanc et al., 2018)	25
Tabela 2 – Características dos principais sistemas de instrumentação automatizada no panorama mundial atual (Gavini et al., 2018)	27
Tabela 3 – Resumo das principais características dos sistemas rotatórios contínuos (Semaan et al., 2009)	38
Tabela 4 - Instrumentação manual vs rotacional (adaptado de Harty et al., 2010, Hagreaves et al., 2011, Garg & Garg, 2014, Giuliani et al., 2014, Park et al., 2014, Ares, 2015)	44

ÍNDICE DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADA - American Dental Association

ANSI - American National Standards Institute

FDI - Fédération Dentaire Internationale

ISO - International Standards Organization

NiTi - Níquel-Titânio

rpm - Rotações por minuto

SE - Superelasticidade

SME - Efeito de memória de forma

TC-106 JWG-1 - Technical Committee 106 Joint Working Group

TENC - Tratamento Endodôntico Não Cirúrgico

WO - WaveOne

WOG - WaveOne Gold

Ms - Temperatura inicial da fase martensítica

Mf - Temperatura final da fase martensítica

As - Temperatura inicial da fase austenítica

Af - Temperatura final da fase austenítica

EP - Eletropolimento

F - Força

T – Torque

I. INTRODUÇÃO

A endodontia é a área especializada da medicina dentária responsável pelo estudo da polpa dentária, de todo o conjunto de canais radiculares e tecidos periapicais, bem como das doenças que os afetam, tendo vindo a desenvolver-se e a modernizar-se ao longo do tempo. Alguns conceitos, padrões e teorias têm vindo a ser modificados com base nas respostas clínicas e biológicas encontradas, na tentativa de promover cada vez mais a manutenção do dente na cavidade oral e a saúde dos tecidos periapicais (Siqueira, 2012).

Ainda que a lógica do tratamento endodôntico seja amplamente biológica (infecções mediadas por biofilme), há outros fatores que podem influenciar o resultado a longo prazo dos tratamentos subjacentes, incluindo, entre outros, a integridade da estrutura dentária restante, a qualidade da restauração coronal, a condição periodontal e a resposta imune do hospedeiro (Ordinola-Zapata et al., 2019).

Embora ao longo dos anos e em diferentes períodos de desenvolvimento da endodontia o conceito sobre o papel e finalidade da preparação do canal radicular tenha sido descrito numa variedade de formas, incluindo instrumentação, instrumentação biomecânica e instrumentação químicomecânica, por forma a incluir o progresso alcançado à medida que cada modificação era introduzida, a necessidade de preparação prévia do canal radicular, antes de se proceder ao seu selamento, sempre fora reconhecida como um passo essencial no tratamento endodôntico. Assim sendo, a simplicidade dos objetivos reais da manipulação dos canais radiculares assenta na limpeza, remoção dos restos orgânicos e adequada modelação tridimensional (Schilder, 1974).

O tratamento endodôntico não cirúrgico (TENC) encontra-se dividido em três fases, as quais se completam e interligam, sendo elas a fase de diagnóstico, a fase operatória e a fase de obturação. Nestas fases são aplicados um conjunto de procedimentos que visam eliminar o tecido pulpar danificado pelos focos microbianos ou traumas mecânicos, procurando obter a máxima desinfecção, o restabelecimento da normalidade dos tecidos dentários sem a presença de infeção ou inflamação e promover a modelagem dos canais radiculares com conformação cónica-afunilada, estando indicados em casos de fraturas dentárias: cáries profundas com comprometimento pulpar; traumas dentários ou

ortodônticos; lesões endo-periodontais; necessidades protéticas; traumas ortodônticos e patologias endodônticas (Castellucci, 2005).

O enfoque da revisão centra-se na fase operatória, dado ser nesta fase que pela instrumentação mecânica são utilizadas as limas endodônticas e a irrigação química com recurso a soluções desinfetantes.

Dependendo o sucesso de um tratamento endodôntico, em primeira instância, do seu correto diagnóstico seguido da instrumentação químico-mecânica dos canais radiculares, o clínico deve preparar o dente para tratamento endodôntico aplicando a anestesia, realizando em seguida o isolamento e anti-sepsia do campo operatório.

A abertura do dente é efetuada com recurso a brocas apropriadas, com as quais é iniciada a preparação do canal radicular e o alargamento da entrada do mesmo até atingir o terço médio do dente. A profundidade que a limpeza e a modelagem do canal devem atingir, aquando da utilização dos instrumentos, é possível de determinar através da medição do comprimento do dente (odontometria).

A anatomia do sistema de canais radiculares, o grau de infeção, o corte físico durante a preparação do canal radicular e certas medidas de limpeza, afetam a qualidade da preparação, a qual deve ser cônica e contínua desde o acesso coronal até ao ápice, para que seja compatível com a correta obturação tridimensional dos canais. Assim, é necessário efetuar uma avaliação apropriada dos graus de canais radiculares, em função da anatomia do canal, principalmente quando se tratam de canais finos e curvos (Cohen & Hargreaves, 2011).

A preparação do canal radicular é, portanto, uma fase de extrema importância na prossecução das fases seguintes sendo que o grande desafio assenta na variação da anatomia dos canais, a qual pode dificultar a obtenção do sucesso endodôntico. Por longos anos foram amplamente utilizadas limas de aço inoxidável durante o tratamento endodôntico. Esta liga metálica apresentava um baixo grau de flexibilidade, alto módulo de elasticidade e rigidez, promovendo deformações nos canais, formação de bordas, transporte apical, zips, desvios e perfurações, principalmente em casos de atresia e curvaturas, particularmente quando a irrigação abundante desses canais curvos era negligenciada pelo clínico (Bergmans et al., 2003; Deplazes, Peters, & Barbakow, 2001; Ounsi et al., 2017a; Roane, Sabala, & Duncanson, 1985).

Uma vez que instrumentos inflexíveis, progressivamente mais largos e consequentemente mais rígidos, apresentavam uma substancial dificuldade em seguir a curvatura dos sistemas de canais radiculares, mesmo com técnicas escalonadas, havia uma tendência para serem feitas alterações nos canais que, muitas vezes, estavam na base do insucesso de muitos tratamentos endodônticos (R. Mendes & Paulo, 2004).

A liga metálica, a conicidade, o tamanho da ponta, o padrão das arestas helicoidais e o desenho da secção transversal influenciam as propriedades dos instrumentos endodônticos (Murilo P. Alcalde et al., 2017).

Ainda que exista uma tendência para os instrumentos se endireitarem, importa que na instrumentação de canais seja mantida a posição espacial do canal, sem comprometer a sua integridade, quer a nível do ápice como da porção interna da curvatura do canal radicular. De forma a diminuir o aparecimento de defeitos na instrumentação, as empresas de material dentário efetuaram alterações nos instrumentos de aço inoxidável, introduzindo no mercado limas com ponta não cortante, com segmentos de corte mais pequenos e modificações na forma geométrica dos instrumentos, nomeadamente através da transformação da seção quadrangular em triangular, resultando numa redução de área transversal de 37,5%, o que por si só aumentou a flexibilidade das limas. Contudo, a grande evolução das limas endodônticas surgiu com o desenvolvimento de novas ligas metálicas com baixo módulo de elasticidade e consequente superelasticidade, como o Níquel-Titânio (NiTi), que ao serem submetidas a tensões sofrem alteração molecular, sendo transformada a sua forma original “austenítica” em “martensítica” até que ocorra a libertação do stress, revertendo então à forma austenítica original (R. Mendes & Paulo, 2004).

Desenvolvida pelo Naval Ordnance Laboratory, a liga de níquel-titânio, também denominada nitinol, por ser um acrónimo de níquel (ni), titânio (ti) e Naval Ordnance Laboratory (nol), possui cerca de 56% do seu peso em níquel e 44% do seu peso em titânio (Semaan, Fagundes, Haragushiku, Leonardi, & Filho, 2009; Soares, 2011).

A utilização deste material na medicina dentária foi efetuada pela primeira vez em 1971, por Andreasen e Hilieman para fabricar aparelhos ortodônticos. Em 1975, Civjan et al., ao constatar que a liga de NiTi apresentava um elevado efeito de memória de forma e

uma enorme flexibilidade, sugeriram a sua utilização no fabrico de outros instrumentos endodônticos Civjan, Huget, e DeSimon (1975).

Em 1988 Walia *et al.*, introduziram o primeiro instrumento endodôntico de NiTi que apresentava, face aos seus precedentes, maior elasticidade, flexibilidade e maior resistência à fratura durante a rotação torsional (Walia, Brantley, & Gerstein, 1988).

Isto veio permitir que os fabricantes produzissem instrumentos rotatórios de NiTi com significativas mudanças na configuração da parte ativa, variações no ângulo helicoidal e no ângulo de corte e diferentes aumentos na conicidade dos instrumentos. Até essa data, as limas manuais de endodontia em aço carbono ou aço inoxidável apresentavam uma rigidez inerente, que era tanto maior quanto o tamanho dos instrumentos. As variações ocorriam principalmente no desenho da secção transversal e na disposição das superfícies de corte ou ausência de superfícies radiais, deixando assim de seguir as normas ISO publicadas para instrumentos manuais em 1958 (Gavini et al., 2018).

Procurando otimizar o tempo de consulta clínica, melhorar a conformação dos canais radiculares e promover maior desgaste na dentina das paredes dos canais radiculares, as limas de NiTi começaram por ser acionadas por motores elétricos, com cinemática de rotação contínua. No entanto, a evidencia clínica demonstrou um elevado número de fraturas cíclicas, conduzindo a um aumento do tempo de consulta e, ao mesmo tempo, a um aumento de custo instrumental (Baumann & Roth, 1999; Cohen & Hargreaves, 2011; Mortman, 2011; Prichard, 2012).

Por forma a colmatar o elevado índice de fraturas, Yared (2008) propôs a utilização de uma técnica que visava promover menor tensão na lima e reduzir o tempo clínico. As primeiras limas lançadas, segundo o conceito proposto por Yared foram a Reciproc e a WaveOne, as quais apresentaram também um tratamento especial conhecido como M-Wire, que promove maior flexibilidade, resistência à compressão e à fratura por torção (Aquino, Lima, Câmara, & Aguiar, 2015; Matos, 2016).

Do ponto de vista clínico, o facto das limas de NiTi possuírem superelasticidade à temperatura ideal de 37 °C, bem como uma maior resistência à torção e encurvamento comparativamente ao aço inoxidável, faz com que a ocorrência de deformações no instrumento suceda apenas quando o aquecimento é acima dos 125 °C. Apresentam,

portanto, maior resistência à fratura, o que permite uma melhor abordagem nos canais mais finos e curvos (Mendes & Paulo, 2004).

As mudanças em termos de construção e características físicas possibilitaram assim, uma enorme evolução e progresso ao nível da endodontia, com pesquisas científicas e empresariais focadas no desenvolvimento de instrumentos que permitissem atender às necessidades da preparação anatômica do canal, obtendo deste modo maior segurança na limpeza e modelagem do sistema de canais radiculares, com diminuição da probabilidade de fratura da lima, maior conforto para o médico dentista e paciente, tal como maior celeridade nos procedimentos (Gavini et al., 2018).

Sendo que o resultado do tratamento endodôntico decorre não apenas do profissional, mas igualmente dos seus instrumentos de trabalho, importa que os clínicos reconheçam que o comportamento mecânico e que o *design* geométrico dos instrumentos são fundamentais para o sucesso do tratamento endodôntico. Assim, pretende-se neste trabalho efetuar uma revisão da literatura sobre as várias gerações de limas endodônticas e o processo evolutivo que estas têm vindo a promover ao longo dos anos a nível da endodontia mecanizada.

*Evolução da composição das ligas metálicas utilizadas em endodontia mecanizada:
da liga de aço inoxidável à liga M-Wire*

II. DESENVOLVIMENTO

2.1. Tratamento endodôntico

A especialidade clínica endodôntica envolve uma variedade de intervenções preventivas, não cirúrgicas e cirúrgicas. Os tratamentos preventivos concentram-se em evitar a inflamação e a infecção da polpa e do tecido periapical, enquanto os tratamentos não cirúrgicos e cirúrgicos têm como objetivo reduzir a inflamação e/ou remover os tecidos inflamados ou infetados. Como consequência, a pesquisa em endodontia abrange uma variedade de tópicos clínicos, biológicos, mecânicos e de ciência dos materiais (Ordinola-Zapata et al., 2019).

Os dentes são órgãos sensoriais vitais que contribuem para as atividades diárias de vida, mas que infelizmente podem ser perdidos por diversas razões, incluindo trauma, cárie e doença periodontal. Opções como o tratamento endodôntico devem ser analisadas individualmente, de forma eticamente responsável e baseada em evidências, sendo discutidas detalhadamente com o paciente durante o planeamento do tratamento, na medida em que apresentam competitivas taxas de sucesso e retêm o dente natural por um longo período de tempo (Clark & Levin, 2019).

Preparações inadequadas dos canais radiculares eram frequentes até ao final dos anos 80, resultando em preenchimentos inadequados, afetados pela persistente radiolucência apical após o tratamento (Bergenholtz, 2016). Exames histológicos de casos em que ocorreu falha endodôntica demonstram ser comum encontrar restos de tecido pulpar necrótico ao longo das paredes dos canais desbridados de forma incompleta (Schilder, 1974).

Sendo que o resultado do tratamento endodôntico decorre não apenas do profissional, mas igualmente dos seus instrumentos de trabalho, importa que os clínicos reconheçam que o comportamento mecânico e o *design* geométrico dos instrumentos são fundamentais para o sucesso do tratamento (Dallavilla, 2018).

Assim, à medida que o tempo decorre, têm vindo a ser procurados instrumentos operatórios mais céleres, de simples execução e de maior qualidade possível, tornando-

se assim vantajosos quer para o profissional de saúde como para o paciente (Cohen & Hargreaves, 2011).

Sendo a dentina um material frágil e quebradiço importa idealmente que os instrumentos endodônticos tenham um ângulo de ataque negativo que possibilite o corte por alargamento ou a limagem das paredes do canal radicular de forma menos invasiva e mais segura (Dallavilla, 2018).

Ainda que os instrumentos constituam um recurso adicional do clínico para a melhoria da abordagem da instrumentação, principalmente em canais finos e curvos, a manipulação dos instrumentos deve ser feita com cuidado e respeitando as normas do fabricante, por forma a evitar complicações que possam traduzir-se em insucesso do tratamento (Mendes & Paulo, 2004).

Existindo diferentes instrumentos, com diferentes *designs* de secções transversais, é possível ao clínico a escolha do instrumento mais adequado para cada caso específico, visando um tratamento mais seguro. Assim, sendo o mercado de instrumentos endodônticos cada vez mais vasto, importa que o clínico esteja sempre informado das características que compõem as diferentes limas por forma a saber seleccioná-las no seu dia-a-dia (Dallavilla, 2018).

Ainda que a liga metálica, o design instrumental e a raiz anatómica do canal sejam consideradas variáveis-chave variáveis que afetam a ocorrência de acidentes durante a instrumentação, a variável mais importante continua a ser o operador responsável pela manipulação dos instrumentos (Ounsi et al., 2017b)

Pesquisadores e clínicos devem mostrar-se interessados na promoção da literatura em Endodontia dedicada ao estudo de ciências básicas, materiais dentários, pesquisa animal ou clínica (Ordinola-Zapata et al., 2019).

2.2. Ligas metálicas

As propriedades dos instrumentos endodônticos estão diretamente associadas à liga metálica, conicidade, tamanho de ponta, padrão das arestas helicoidais e desenho da seção transversal (Murilo Priori Alcalde et al., 2018).

2.2.1. Aço inoxidável

Os instrumentos endodônticos começaram por ser fabricados em aço de carbono. Contudo, no ano de 1913, Harry Brearly descobriu que ao ser adicionado cromo com o aço se verificava um forte aumento na resistência à corrosão do material. Esta característica deve-se à capacidade que a liga possui para formar uma camada de trióxido de cromo (Cr_2O_3) na presença de ambientes com oxigénio, formando assim uma camada protetora (Anusavice, Shen, & Rawls, 2003).

Assim, na década de 90, a confeção de limas endodônticas fabricadas em aço inoxidável veio melhorar a qualidade dos instrumentos, fazendo com que estes passassem a seguir as normas internacionais ISO, contendo calibre da ponta discriminado no cabo através de cores estabelecidas. A parte ativa possuía 16 milímetros de comprimento, uma conicidade constante de 0,02 milímetros(mm) na parte ativa e eram fabricadas em comprimentos de 21mm, 25mm e 31mm (Mortman, 2011; Thompson, 2000).

As propriedades elásticas e a resistência da liga de aço variam de acordo com a composição da liga, sendo geralmente o cromo adicionado em proporções maiores que 12 % relativamente aos restantes constituintes. Tendo em consideração a composição e a estrutura atômica formada, o aço inoxidável divide-se em: ferrítico, austenítico, martensítico, endurecido pela precipitação e duplex (Anusavice et al., 2003).

As limas de aço inoxidável continuam a ser utilizadas manualmente, uma vez que proporcionam um excelente corte na dentina. Contudo devido à rigidez e baixo grau de elasticidade, estes instrumentos encontram-se contraindicados para utilização em canais radiculares curvos, atresícos ou ovais, devido à tendência que apresentam para criar deformações e desvios na trajetória (Bergmans et al., 2003; Deplazes et al., 2001).

Como forma de minimizar as ocorrências os fabricantes procuraram fabricar limas com seção transversal triangular, tratamentos térmicos e diferentes ângulos helicoidais, sendo que os principais tipos incluem limas k, limas k flexíveis e limas Hedström (Dallavilla, 2018).

Vários autores continuam a sugerir a utilização de limas manuais previamente à utilização de limas rotatórias, principalmente em dentes cuja anatomia radicular apresenta maiores variações. Contudo, as limas manuais a utilizar devem possuir um

diâmetro reduzido, baixa conicidade e propriedades mecânicas que permitam o seu avanço no sentido apical com eficiência e segurança (Dallavilla, 2018).

2.2.2. Liga de Níquel-Titânio

A liga de NiTi foi desenvolvida em 1963 por Buehler, um investigador do programa espacial do *Naval Ordnance Laboratory*, em Silver Springs, Maryland - EUA, que pesquisava ligas não magnéticas que fossem à prova de água e resistentes ao sal. Por ser constituída por 55% de níquel e 45% de titânio, a liga recebeu o nome genérico “Nitinol”, o qual derivou dos seus elementos constituintes e do local onde fora efetuada a pesquisa (Semaan et al., 2009; Soares, 2011).

No fim de 1988 Walia et al., introduziram o primeiro instrumento endodôntico manual produzido com fio ortodôntico de NiTi, demonstrando que o mesmo possuía duas a três vezes maior elasticidade e flexibilidade, maior resistência à fratura durante a rotação torsional, tanto no sentido horário como anti-horário (Walia et al., 1988), bem como maior capacidade de corte e menor retificação dos canais radiculares comparativamente com as limas produzidas em aço inoxidável (Bergmans et al., 2003) e maior resistência à corrosão (Kuzekanani, 2018).

O desenvolvimento de uma liga equiatômica, composta de níquel-titânio, veio possibilitar um avanço significativo no que respeita ao fabrico de instrumentos endodônticos. O NiTi é considerado um metal exótico uma vez que não segue as regras da metalurgia, visto que ao ser um metal que possui características superelásticas, ao sofrer aplicação de stresse não demonstra uma distorção proporcional à dos outros metais, nomeadamente ao aço inoxidável (Mendes & Paulo, 2004).

O comportamento dos fios da liga de NiTi faz com que apresente maior resistência e menor módulo de elasticidade em comparação com as ligas de aço inoxidável, permitindo assim retornar à sua forma original após a deformação. Sendo esta propriedade de interesse endodôntico, na medida em que permite a construção de instrumentos de canal radicular que facilitam a preparação dos canais radiculares, principalmente os mais curvos, verifica-se um aumento na utilização de instrumentos nesta liga nos últimos anos (Thompson, 2000).

Diferentes metais e ligas apresentam diferentes estruturas cristalinas, sendo que nem todas elas apresentam o chamado efeito de memória. Para que o efeito de memória e a superelasticidade ocorram é necessário que se verifiquem mudanças constitucionais no nível atômico que contribuam para estas características, o que só é possível através de uma mudança de fase no estado sólido que promova um rearranjo molecular, mas que possibilite, simultaneamente, que as moléculas permaneçam compactadas. As ligas com efeito de memória podem existir em duas fases: fase austenítica, ou original, com estrutura cúbica de cristal B2 e força de deformação pela tensão entre 35000 a 100000 psi, e a fase martensítica, com estrutura de cristal monocíclica B19 e cuja força de deformação pela tensão se encontra entre 10000 e os 20000 psi, sendo esta última capaz de absorver 8% de tensão recuperável (Naresh, Bose, & Rao, 2016).

A transformação martensítica pode ser efetuada por stresse após a fase austenítica derivada de uma alteração na temperatura das estruturas. Devido ao facto das ligas de NiTi endurecerem rapidamente é necessário que no seu processo de fabrico sejam efetuadas frequentes momentos em que a temperatura se encontra entre os 600 °C e os 800 °C (Ounsi et al., 2017).

Devido a conseguir transformar a sua fase molecular cristalina quando sujeito a stresse, o NiTi apresenta uma distorção proporcional que se mantem, sem aumentar a deformação, mesmo após a aplicação de um nível de estresse adicional. Contudo, a aplicação de mais stresse acaba por resultar numa maior distorção, que aumenta até a fratura da lima. Possuindo uma estrutura cristalina única, as limas de NiTi apresentam memória de forma, que lhes permitem retomar o formato original após sofrerem deformação, apresentando assim a flexibilidade e rigidez necessários à eficaz execução dos movimentos rotatórios em canais curvos (Zupanc, Vahdat-Pajouh, & Schäfer, 2018).

A utilização da liga de Nitinol possibilitou a criação de limas mais flexíveis, com maior capacidade de resistência à torção, proporcionando melhorias no tratamento endodôntico, principalmente de canais curvos (Semaan et al., 2009).

A maior vantagem do NiTi é a capacidade de se manter flexível, tornando possível aos fabricantes promover um aumento na conicidade dos instrumentos 2 a 6 vezes maior que o padrão ISO com 0,02mm constantes (Leonardo, 2005; Mortman, 2011).

Uma alteração de 0,1% na composição da liga de NiTi irá resultar numa mudança de 10 °C de temperatura da liga e das suas características mecânicas. Quando sujeito a um aumento de temperatura, o NiTi apresenta uma estrutura cúbica conhecida como austenita e no processo de arrefecimento ocorre uma contração térmica até um determinado limite conhecido como início de martensita, para além do qual essa contração acelera devido ao avanço da transformação de cisalhamento, i.e., o fenómeno de deformação ao qual um corpo fica sujeito quando as forças que sobre ele atuam promovem deslocamento em diferentes planos, mantendo constante o seu volume. Após ser reaquecida, a martensita consegue reverter o processo, produzindo uma fase austenita. Uma terceira fase romboédrica aparece durante o processo de arrefecimento antes de estar completa a transformação martensítica (Ounsi et al., 2017).

Alterações efetuadas pelos fabricantes na forma dos instrumentos que disponibilizam podem auxiliar a prevenir erros de procedimento, aumentar a eficácia e garantir a qualidade da preparação do canal. Um profissional que domine os conceitos de flexibilidade, resistência à compressão e durabilidade e que esteja ciente das características, propriedades físicas e limitações intrínsecas à liga metálica com a qual está a trabalhar, deterá um conhecimento que lhe permitirá fazer uma correta utilização dos instrumentos (Cohen & Hargreaves, 2011).

2.3. Propriedades mecânicas do Níquel-Titânio

Na maioria das ligas metálicas, a deformação provocada nos materiais é diretamente proporcional à forma aplicada, sendo esta relação conhecida como lei de Hooke. Quando a forma aplicada excede um determinado limite, provoca danos permanentes de deformação do material, conhecida como deformação plástica. Segundo a lei de Hooke, a maioria das ligas metálicas permite uma deformação elástica entre 0,1% e 0,2% além do seu limite, sendo permanentes as deformações ocorridas acima deste limite. As ligas de NiTi permitem, no entanto, uma deformação até 8% sem deformação residual, devido à sua superelasticidade, a qual pode ser definida como a capacidade que certos materiais possuem para recuperar a forma inicial após a remoção da carga original (Gavini et al., 2018).

A transformação dos materiais da fase austenítica para a fase martensítica pode ser provocada por stresse, como por exemplo a sua inserção num canal radicular curvo, sendo esse efeito denominado por transformação de martensita induzida por stresse (SIM). Não sendo o estado martensítico induzido pelo stresse um estado estável à temperatura ambiente, por exemplo a retirada de um instrumento endodôntico de um canal curvo leva à sua retransformação na fase austenítica, retornando à sua forma original (Zhou, Peng, & Zheng, 2013).

A transformação martensítica está associada a uma fase de mudança do estado sólido que ocorre quando se verifica uma redução na temperatura ou a aplicação de stress sobre a liga de NiTi, movendo-se os átomos de forma coordenada e reorganizando-se numa nova estrutura cristalina mais estável, sem que ocorra alteração na composição química, promovendo uma mudança macroscópica na forma do material, conforme apresentado na Figura 1 (Thompson, 2000).

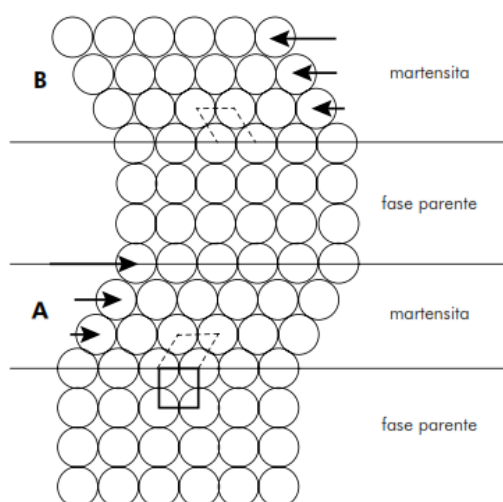


Figura 1 – Modelo da transformação martensítica, segundo Otsuka e Wayman, citados por (Gavini et al., 2018).

Analisando a Figura 1 é possível constatar que as regiões martensíticas A e B apresentam a mesma estrutura cristalina, mas as orientações espaciais dos cristais são diferentes. Quando o arrefecimento ocorre na fase martensítica verifica-se uma acomodação reversível e ordenada não havendo mudança na forma, já o aquecimento na fase martensítica promove instabilidade, ocorrendo assim uma transformação reversa que faz com que a martensite retorne à fase original austenítica. A capacidade da liga recuperar completamente a sua forma original é característica do efeito de memória de forma, fazendo com que consiga recuperar a sua forma original mesmo quando

aquecida a uma temperatura acima do limite de transformação de martensite em austenita. O efeito de memória de forma do NiTi apresenta uma elevada biocompatibilidade e resistência à corrosão devido ao revestimento superficial de óxido de titânio que possui. Assim, quando submetida a carga e descarga a uma temperatura apropriada, a superelasticidade (SE) das ligas de NiTi permitem-lhe uma deformação substancial na ordem dos 15%, pois a direção da transformação é mecânica enquanto que a memória de forma implica processos térmicos e mecânicos (Gavini et al., 2018).

As ligas com memória de forma (SMAs) são uma classe de novos materiais no qual se destacam duas propriedades únicas, a memória de efeito de forma e a sua superelasticidade (SE). Estas propriedades tornam assim estes materiais diferentes dos materiais comuns e, devido ao efeito de memória de forma que possuem, têm a capacidade de retornar à sua forma original, após terem sido deformados pelo aquecimento, recuperando assim da deformação plástica através do processamento térmico.

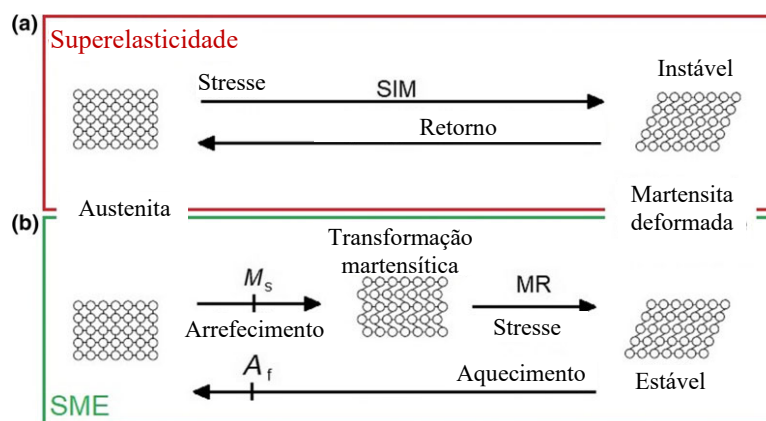


Figura 2 – Transformação martensítica. (a) superelasticidade (SE) à temperatura ambiente e acima da temperatura da fase austenita. (b) Efeito de memória de forma (SME) (Zupanc et al., 2018).

Analisando a Figura 2 verifica-se que, após a temperatura inicial da fase martensite (M_s), para a reorientação da martensita (RM), é necessário aplicar menor stress do que para a transformação da martensita induzida por stress (SIM). Assim, devido à sua capacidade de reorientação a martensita apresenta uma resistência à fadiga cíclica superior à austenita.

A superelasticidade ou pseudoelasticidade consiste na capacidade que estes materiais têm para recuperar de grandes deformações elásticas (até 8%), permitindo que resistam a grandes deformações cíclicas, sem que ocorram deformações residuais. Sendo as ligas

materiais com memória de forma projetados para permitir grandes distorções, que podem ser recuperadas pela mudança de temperatura ou stresse, devido a uma mudança de fase martensítica e elasticidade induzida a altas temperaturas, são cada vez mais utilizados estes “materiais inteligentes”, com funções adaptativas ou inovadoras em novas aplicações tecnológicas relacionadas com a dissipação da energia (Naresh et al., 2016).

O efeito de memória de forma pode ser descrito como a capacidade de NiTi deformado recuperar a sua forma original, após ser aquecido, devido à transformação da fase de martensita deformada estável para fase estável de austenita. Resultantes da transição entre as fases austenítica para martensítica, a superelasticidade e o efeito de memória de forma podem ser induzidos pelo stress, temperatura, ou condições como o envelhecimento, uma vez que acima dos 400 °C se verifica a precipitação do titânio, sendo este substituído por um terceiro elemento, o ferro ou o alumínio. Estas condições podem promover o aparecimento de uma fase romboédrica distorcida (Fase R) antes da transformação na fase martensítica, a qual compete com a fase martensítica subsequente. Assim, a composição de cada fase da liga NiTi e consequentemente as suas propriedades mecânicas dependem da temperatura ambiente e do aquecimento ou arrefecimento efetuados sobre esta liga (Zupanc et al., 2018).

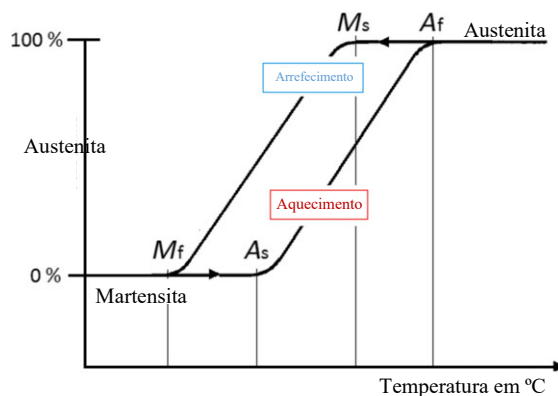


Figura 3 – Diagrama de temperatura da liga de NiTi. Temperatura inicial da fase martensítica (M_s); temperatura final da fase martensítica (M_f); temperatura inicial da fase austenítica (A_s); temperatura final da fase austenítica (A_f) (Zupanc et al., 2018).

Se a temperatura for acima da fase final austenítica, a liga encontra-se no estado austenítico e é dura, apresentando propriedades superelásticas superiores. Se a temperatura estiver abaixo da temperatura final da fase martensítica (M_f), a liga está no estado macio, dúctil, podendo facilmente ser deformada e possui efeito de memória de

forma. Assim, instrumentos endodônticos que se pretendam superelásticos devem encontrar-se principalmente na fase austenita (Zhou et al., 2013).

Durante a fase martensítica as transformações são classificadas em termoelásticas e não termoelásticas. As transformações termoelásticas ocorrem principalmente em ligas ferrosas, associados a uma interface entre a fase austenita e a fase de martensita, em que se verifica o encolhimento das placas martensíticas, promovendo uma cristalografia com transformação reversível que permite o efeito memória de forma e superelasticidade pela transformação termoelástica da martensita (Naresh et al., 2016).

Providenciando os fabricantes apenas fios de NiTi trabalhados a frio, ocorre um aumento significativo na incidência de defeitos da rede cristalina da liga de NiTi, a qual resulta de uma microestrutura que contém resíduos da fase martensítica numa matriz austenítica. O tratamento térmico da liga NiTi trabalhada a frio numa faixa de temperatura entre 450 °C e 550 °C reduz as tensões internas e os defeitos do cristal, dando aos átomos energia térmica suficiente para se reorganizar, o que permite aumentar a resistência à fadiga cíclica face a uma liga de NiTi não tratada termicamente (Zinelis, Darabara, Takase, Ogane, & Papadimitriou, 2007).

Enquanto a liga de NiTi convencional contém austenita, a liga de NiTi tratada termo mecanicamente contém adicionalmente quantidades variáveis da fase romboédrica distorcida (Fase R) e da fase martensítica, fazendo com que estas modificações tornem estes instrumentos endodônticos mais flexíveis e resistentes às fraturas (Zupanc et al., 2018).

Embora as ligas com memória de forma possam ser produzidas de diversas formas, as técnicas mais frequentes são a fusão a vácuo por feixe de elétrons e plasma. Não sendo necessário um controle preciso da temperatura de transformação para fundir ligas de NiTi com memória de forma, a utilização de um feixe de elétrons de alta tensão para promover o aquecimento permite que estas ligas de NiTi derretidas por este método alcancem homogeneidade e controlabilidade da composição química em todo o lingote. Contudo, afim de otimizar as suas propriedades, o NiTi deve ser tratado a frio antes de ser efetuado o tratamento térmico. Embora a superelasticidade do nitinol possa alcançar os 500 °C a forma de liga de memória ocorre entre os 350 °C e os 450 °C, sendo que em

torno dos 400 °C e consoante a composição da sua matriz, o níquel começa a precipitar à medida que a temperatura de transformação aumenta (Naresh et al., 2016).

Tabela 1 – Visão geral da liga de NiTi utilizada no fabrico de instrumentos endodônticos. Adaptado de (Zupanc et al., 2018)

Liga	Fase de composição / propriedades	Sistema de NiTi
NiTi convencional	Austenítica:	Mtwo
Eletropolimento	- Superelasticidade	OneShape
R-phase	Austenítica:	ProFile
	- Superelasticidade	ProTaper Universal
	- Torcida	RaCe, BioRaCe, iRace
		F360, F6 Skytaper
		Twisted File
		Twisted File Adaptive
		K3XF (not twisted)
M-Wire	Austenítica com pequenas quantidades de Fase R e fase martensítica	ProFile Vortex
	- Superelasticidade	ProFile GT Series X
	- Transformação induzida por stress através da fase R	ProTaper Next
		Reciproc
		WaveOne
CM Wire	Martensítica com quantidade variável de fase austenítica e Fase R	Hyflex CM
Tratamento térmico a ouro	- Efeito de memória controlado	THYPOON Infinite Flex
Tratamento térmico azul	- Deformável e pseudoplástico	V-Taper 2H
	- Efeito de memória de forma	Hyflex EDM
	- Flexibilidade superior	ProTaper Gold
	- Resistência aprimorada à fadiga cíclica	WaveOne Gold
	- Maior ângulo de rotação na fratura	ProFile Vortex Blue
	- Torque máximo mais baixo	Reciproc Blue
MaxWire	Martensítica (20 °C) e austenítica (35 °C)	XP-endo Finisher
	- Superelasticidade	XP-endo Shaper
	- Efeito de memória de forma	

O desenvolvimento de melhorias nas propriedades mecânicas dos instrumentos rotacionais endodônticos de NiTi trouxe novos tratamentos térmicos e mecânicos específicos. As ligas de NiTi usadas para instrumentos endodônticos podem ser subdivididas em instrumentos que contêm principalmente a fase de austenita (NiTi convencional, fio M, fase R) e aquelas que contêm principalmente a fase de martensita (fio CM, ouro e azul tratado termicamente) (Zupanc et al., 2018).

As ligas de NiTi tratadas termomecanicamente são mais flexíveis, apresentam maior resistência à fadiga cíclica e um maior ângulo de deflexão à fratura comparativamente com as limas de NiTi convencionais, sendo estas melhorias atribuídas a uma composição de fase modificada que contém quantidades variáveis de fase R e martensita (Zupanc et al., 2018).

A liga de NiTi na fase de martensita é mais macia e dútil do que na fase de austenita, permitindo assim que esta seja facilmente deformada e apresente efeito de memória de forma quando sujeita a aquecimento. Por forma a produzir instrumentos endodônticos contendo principalmente a fase martensita é promovido um aumento na temperatura de transformação da liga de NiTi. O stresse que ocorre do período cúbico (B2) para o período monoclinico (B19) prova uma transformação interna, sem alterações macroscópicas da forma do instrumento endodôntico. Podendo a martensita sofrer deformação plástica quando sujeita a stresse, ocorre o desmembramento na sua estrutura de treliça (martensita deformada), sendo essa deformação chamada de reorientação martensita (RM). Sendo os instrumentos na fase de martensita pseudoplásticos e exibindo efeito de memória de forma, quando sujeitos a um aquecimento acima da sua temperatura de acabamento austenita, como por exemplo durante a utilização do autoclave, o instrumento irá recuperar a forma original retornando ao estado austenítico primário (Zupanc et al., 2018).

As ligas metálicas M-Wire são caracterizadas por uma fase martensítica mais estável, alcançada pela aplicação de um aumento de temperatura sobre as limas endodônticas decorrente da sua utilização durante a prática clínica. Durante o processo de fabrico é aplicado um processo termomecânico que torna a fase martensítica menos sujeita a rotura, com uma fase intermédia da fase austenítica definida como “Fase R” que permite à liga M-Wire uma recuperação de 6 % da deformação plástica induzida pelo stresse quando sujeitas a altas temperaturas. Instrumentos endodônticos construídos com ligas de M-Wire são: ProTaper Next (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), WaveOne Gold (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), Twisted Files e as séries Gt X e Profile Vortex (Dentsply Tulsa Dental , Tulsa, OK, EUA). (Dioguardi et al., 2019)

Os instrumentos feitos de ligas de NiTi austeníticas possuem propriedades superelásticas que se devem à transformação de martensita induzida por stresse e que, consequentemente, tendem a retornar à sua forma original após a deformação, possuindo propriedades superelásticas devido à transformação de martensita induzida por stresse. Em contraste, os instrumentos martensíticos podem ser facilmente deformados devido à reorientação das variantes de martensita e mostram um efeito de memória de forma quando aquecidos, sendo mais flexíveis e com maior resistência à

fadiga cíclica, pelo que podem ser facilmente deformados pela reorientação das variantes de martensita (Zupanc et al., 2018).

Existem atualmente diversos instrumentos fabricados em diferentes ligas de NiTi, que podem ou não ser tratadas termicamente, com propriedades superelásticas (SE) e memória de forma (SME), que utilizam cinética rotacional ou recíproca, centrada ou movimento excêntrico (Tabela 2).

Tabela 2 – Características dos principais sistemas de instrumentação automatizada no panorama mundial atual (Gavini et al., 2018)

Instrument/ Manufacturer (Year)	Application/Kinematics	Cross-section/Special Features	Diameter/Taper	Manufacturing/ Treatment		
Race/FKG (1999)	Shaping/Rotary centric	Triangular with alternating cutting edges along the instrument	10-60	Micromilling, Electropolishing		
IRace (2011)			.02, .04, .06			
BioRace (2012)			10			
Series ISO 10 (2010)	Glide path/Rotary centric	Quadrangular	.02, .04, .06			
Scout Race (2014)	Glide path/Rotary centric	Quadrangular	10, 15, 20 .02			
BT Race (2014)	Shaping/Rotary centric	Triangular with alternating cutting edges along the instrument	BT1 – 10.06 BT2 – 35.00 BT3 – 35.04 BT4 – 40.04 BT5 – 40.04			
K3/Sybron Endo (2001)			Shaping/Rotary centric	Triple-fluted, Positive rake angle with asymmetric radial lands	15-60	Micromilling
K3XF (2011)					.04, .06	Micromilling, R-Phase
Mtwa/VDW (2003)			Shaping/Rotary centric	S-shaped with two active cutting edges	10-60 .04, .05, .06, .07	Micromilling
ProTaper Universal/ Dentsply-Sirona (2006)			Shaping/Rotary centric	Convex triangular	Regressive taper	Micromilling
ProTaper Gold (2013)	Variable and progressive tapers along the instrument	17-50		Micromilling, post-manufacture heat treatment		
ProTaper Next (2013)	Shaping/Rotary centric	Rectangular eccentric	Variable taper 17-50 .04, .06, .07	Micromilling, Pre-manufacture heat treatment: M-wire		
Twisted File/Sybron Endo (2008)	Shaping/Rotary centric	Triangular	10-40 .04, .06, .08, .10, .12	Twisted under heat, R-Phase, Electropolished		
Twisted File Adaptive (2013)	Shaping/Adaptive	Triangular	SM – small 25/.04, 25/.06, 35/.04			
			ML – medium large 25/.08, 30/.06, 50/.04			
EndoSequence/Brassler (2009)	Shaping/Rotary centric	Triangular, with alternating contact points along the instrument	15-60 .04 e .06	Micromilling, Electropolished		
Profile Vortex/Dentsply Sirona (2009)	Shaping/Rotary centric	Convex triangular	15-50 .04, .06	Micromilling, Pre-manufacture heat treatment: M-wire		
Vortex Blue (2012)				Micromilling, pre and postmanufacture heat treatment:Blue		
SAF/ReDent (2010)	Shaping/Vertical vibration	Hollow	1.5 mm 2.0 mm	Laser cutting		
Hylflex CM/Coltene (2011)	Shaping/ Rotary centric	Double fluted Hedström design with positive rake angle	15-40	Micromilling, Post-manufacture heat treatment: CM		
Hylflex EDM (2016)				.04, .06, .08	Electrodischarge Machining, post-manufacture heat-treatment: CM-EDM	

Continua na página seguinte

Continuação da Tabela 2 da página anterior

Tabela 2 – Características dos principais sistemas de instrumentação automatizada no panorama mundial atual (Gavini et al., 2018)

Reciproc/VDW (2011)	Shaping/Reciprocating	"S-shaped" Single File technique	Variable taper R25 (25/0.08) R40 (40/0.06) R50 (50/0.05)	Micromilling, pre-manufacture heat-treatment: M-wire
Reciproc Blue (2016)				Micromilling, pre and postmanufacture heat-treatment: Blue
R-Pilot (2017)	Glide oath/ Reciprocating	S-shaped	Variable taper 12.5/0.04	Micromilling, pre and postmanufacture heat treatment: Blue
Pathfile/Dentsply-Sirona (2011)	Glide-path/Rotary centric	Quadrangular	13, 16, 19 .02	Micromilling
Typhoon/Clinician's Choice (2011)	Shaping/Rotary centric	Convex triangular	20 - 35 .04, .06	Micromilling, pre and postmanufacture heat treatment: CM
Wave One/Dentsply- Sirona (2011)		Modified convex triangular (apical) Convex triangular (coronal)	Variable taper Small (21/0.06) Primary (25/0.08) Large (40/0.08)	Micromilling, pre-manufacture heat-treatment: M-wire
	Shaping/Reciprocating		Variable taper Small (20/.07) Primary (25/.07) Medium (35/.06) Large (45/.05)	
Wave One Gold (2015)		Parallelogram		Micromilling, post- manufacture heat treatment
Wave One Glider (2017)	Glide path/ Reciprocating		Variable taper 15/.02	
Proglider/Dentsply- Sirona (2014)	Glide-path/Rotary centric	Quadrangular	Variable Taper 16/.02	Micromilling, pre- manufacture heat- treatment: M-wire
ProDesign Logic/Easy (2014)	Shaping/Rotary centric	Triangular	25/50 .03, .05, .06	
ProDesign Logic Glide- Path/Easy (2014)	Glide-path/ Rotary centric	Quadrangular	25-50 .01	Micromilling, post-manufacture heat treatment: CM
ProDesign R/Easy (2014)	Shaping/ Reciprocating	Double Helix	Single File 25/.08	
TRUShape/Dentsply- Sirona (2015)	Shaping/Rotary eccentric	Triangular S-curve in the instrument's longitudinal axis	Variable regressive .06v. 20-40	Micromilling, Shape-setting, Heat-treatment
XP-endo Shaper/FKG Dentaire (2015)	Shaping/Rotary eccentric	Triangular Booster Tip	Single file 15 - 30 .01 - minimum .04	Micromilling, Shape-setting, Heat-treatment
Genius/Ultradent (2016)	Shaping/Rotary and reciprocating centric	S-shaped	25-50 .04	Micromilling, heat treatment
Sequence Rotary File/ MK life (2017)	Shaping/Rotary Centric		15 - 35 .04, .06	
		Triangular	Single file 20, 25, 40 .06	Micromilling, post- manufacture heat treatment
X1 Blue/MK life (2017)	Shaping/Reciprocating			
Typhoon/Clinician's Choice (2011)	Shaping/Rotary tentric	Convex triangular	20 - 35 .04, .06	Micromilling, post-manufacture heat treatment: CM

* CM: Controlled-memory

2.4. Instrumentos de Níquel-Titânio convencionais (sem tratamento)

Em 1992 foram introduzidos os primeiros instrumentos endodônticos rotativos de NiTi, os quais ainda seguiam as normas ISO e apresentavam uma conicidade 0,02 mm. Em 1994, o Dr. John McSpadden apresenta duas limas de NiTi para sistemas endodônticos rotativos que quebram o antigo paradigma de fabricação de instrumentos endodônticos

exclusivamente com conicidade padrão 0,02 mm. Surgem assim a limas ProFile de conicidade 0,04 mm e Profile de conicidade 0,06 mm com um perfil de seção transversal em forma de U (Matos, 2016).

Os instrumentos endodônticos convencionais de NiTi têm aproximadamente 56% do seu peso em níquel e 44% do seu peso de titânio e existem principalmente na fase austenita, possuindo propriedades superelásticas. Estes instrumentos devem evitar ser torcidos na medida em que este processo pode provocar defeitos na superfície dos instrumentos com efeitos negativos em relação a resistência à fratura, eficiência de corte e resistência a corrosão (Thompson, 2000).

2.5. Tratamentos da liga de Níquel-Titânio

Apesar das vantagens oferecidas pela superelasticidade da liga NiTi, a fratura do instrumento é ainda uma preocupação clínica. Possíveis estratégias para aumentar eficiência e segurança dos arquivos rotativos NiTi incluem melhorias no processo de fabricação ou no uso de novas ligas que proporcionam resistência das propriedades mecânicas.

Sendo que as propriedades mecânicas e o comportamento da liga de NiTi variam de acordo com sua composição química e tratamento térmico/mecânico durante o processo de fabrico, é apresentada uma linha cronológica com a evolução verificada nos tratamentos da liga de NiTi (Figura 4).

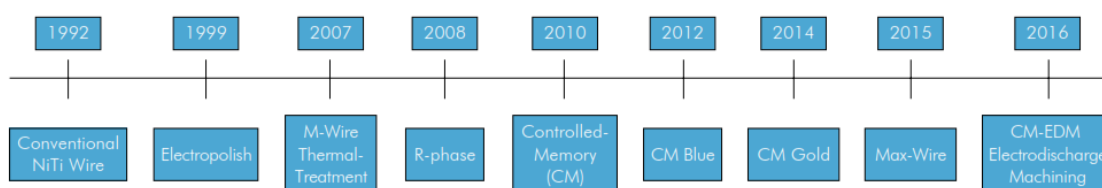


Figura 4 – Evolução dos tratamentos na liga de Níquel-Titânio (Gavini et al., 2018)

Por forma a evitar a formação de microfissuras que possam promover fraturas e aumentar a resistência da superfície sem alterar a superelasticidade dos instrumentos têm sido procuradas diversas estratégias, entre elas o eletropolimento (Ounsi et al., 2017).

No eletropolimento os instrumentos são colocados dentro de um banho eletrolítico com temperatura controlada, sendo conectados ao terminal positivo. Ao ocorrer passagem de corrente elétrica através do ânodo, i.e., o eletrodo por onde entra a corrente elétrica e pelo qual saem os eletrões, a superfície metálica é oxidada e dissolvida no líquido eletrolítico (Ounsi et al., 2017).

O tratamento da superfície pelo método de eletropolimento (EP) foi introduzido por FKG em 1999. Após a produção do instrumento, a sua superfície é sujeita a um polimento eletroquímico controlado que faz o acabamento das peças metálicas e reduz os defeitos que resultam do processo de fabrico, tornando mais lisa e brilhante a superfície do material, promovendo a eficiência de corte e o aumento da resistência do instrumento à fadiga. O sistema Race (FKG, La Chaux-de-Fonds, Suíça), fabricado com recurso a esta tecnologia, permanece disponível em todo o mundo com várias variações e sequências clínicas. (Gavini et al., 2018).

Ainda que o EP não tenha capacidade para inibir o desenvolvimento de microfissuras, a presença de microfissuras e detritos de superfície decorrentes do processo de fabrico podem ser reduzidos (Zupanc et al., 2018).

Aplicando um processo termomecânico que visava a produção de uma liga de NiTi mais flexível e que apresentasse resistência à fadiga cíclica aprimorada, foi desenvolvida em 2007, pela Sportswire LLC (Langley, OK, EUA), uma nova liga de NiTi denominada M-Wire (Zupanc et al., 2018).

O desenvolvimento de novas ligas metálicas levou à construção de novos instrumentos endodônticos com características físicas e mecânicas melhoradas, incluindo maior resistência à fadiga cíclica e à fadiga torcional. As novas ligas incluem as ligas de M-Wire, as ligas de Controlled-Memory (CM) e as ligas de Electrodischarge Machining (CM-EDM) (Liu, Li, Fang, Jordon, & Guo, 2018).

Diversos laboratórios metalúrgicos, como por exemplo DSC, DRX, e SEM, revelaram que a liga de M-Wire contém uma fase austenita que apresenta pequenas quantidades de martensita e fase R à temperatura ambiente, mantendo um comportamento superelástico e maior flexibilidade do que o NiTi convencional. Sendo os módulos de elasticidade da fase martensita e fase R inferiores ao da fase de austenita, a melhoria da flexibilidade do M-Wire pode dever-se a estas duas fases (Pereira et al., 2013; Shen et al., 2018)

A liga de memória controlada (CM) foi introduzida em 2010 e é a primeira liga endodôntica de NiTi que não possui propriedade superelástica à temperatura ambiente, sempre fabricada por um processo termomecânico com controle de memória de forma, que permite que estes instrumentos não tendam a endireitar durante a preparação de canais radiculares curvos (Dioguardi et al., 2019).

De acordo com o fabricante este controle do efeito de memória possibilita uma redução na incidência de erros durante a preparação, com significativas melhorias na flexibilidade e resistência à fadiga cíclica comparativamente às ligas metálicas M-Wire e aos instrumentos de NiTi convencionais (Zupanc et al., 2018).

O sistema de fabrico por descarga elétrica (EDM) é vantajoso na produção de componentes que se pretendem ser de alta resistência. Ainda que o dano térmico induzido por EDM prejudique a resistência à fadiga de componentes críticos como o nitinol, o seu processo de acabamento permite obter menor rugosidade superficial. (Liu et al., 2018)

2.6. Design das limas endodônticas

Instrumentos endodônticos operados manualmente são geralmente denominados como limas. Definidos pela sua função, limas são os instrumentos que possibilitam o alargamento dos canais radiculares através da sua inserção recíproca e do movimento de tração contra as paredes do canal (Cohen & Hargreaves, 2011).

Embora diversos instrumentos utilizados na prática odontológica geral sejam utilizados na terapêutica endodôntica, alguns destinam-se especificamente a procedimentos endodônticos. Assim, têm sido desenvolvidos diferentes instrumentos que operados manualmente e acionados por aparelhos motorizados ou por aparelhos elétricos, visam a utilização em procedimentos realizados dentro do canal radicular.

Por forma a garantir a qualidade dos instrumentos a International Standards Organization (ISO), em articulação com a Fédération Dentaire Internationale (FDI), através do Technical Committee 106 Joint Working Group (TC-106 JWG-1), tem vindo a estabelecer especificações padronizadas. Esses padrões encontram-se designados com um número ISO. A American Dental Association (ADA), através da American National

Standards Institute (ANSI), também manifestou a necessidade de garantir estes padrões através de um número ANSI. O desenvolvimento de novos instrumentos veio manifestar a necessidade de serem reconsiderados tais padrões (Cohen & Hargreaves, 2011).

Por forma a melhorar a utilização das limas endodônticas, o clínico deve estar familiarizado com as várias partes que as constituem e, ao mesmo tempo, conhecer as variantes de formato que afetam a instrumentação (Figura 5).

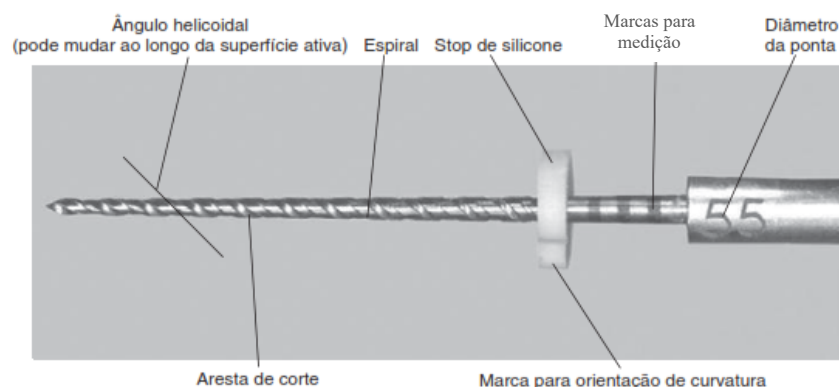


Figura 5 - Constituintes de um instrumento endodôntico rotatório (Cohen & Hargreaves, 2011)

De forma generalizada, as limas endodônticas são formadas por um cabo, uma parte instrumental intermédia e uma parte instrumental de trabalho que se encontra dividida entre ponta e haste de corte. É no decurso do processo de fabrico das limas que as suas características são formadas, sendo a secção transversal do instrumento endodôntico de extrema importância para a escolha da lima que melhor se adequa a uma determinada anatomia do canal radicular. (Leonardo, 2005)

De modo a maximizar o efeito cortando e diminuir a área de contacto com a dentina, os instrumentos endodônticos mecanizados de NiTi podem, dependendo do fabricante, apresentar secções transversais com diferentes formas e que podem ser constantes ou ir diferindo ao longo da haste de corte (Dallavilla, 2018).

A secção transversal encontra-se dividida em: arestas laterais de corte, núcleo e superfície do canal helicoidal. As arestas laterais de corte são as esquinas cortantes da lima e podem apresentar a forma de filete ou a forma radial. A espessura é a característica mais importante da aresta, uma vez que quanto maior for o seu tamanho maior será também o atrito gerado contra as paredes de dentina no canal radicular,

menor será o poder de corte do instrumento, o que promove um aumento no tempo de trabalho (Dallavilla, 2018).

Na parte central da secção transversal encontra-se o núcleo, sendo ele que garante a resistência às forças externas e a flexibilidade da lima. Quanto maior for a massa do núcleo, maior será a resistência que o instrumento irá ter à fratura, mas também menor será a flexibilidade. De igual modo, um instrumento de menor massa será menos resistente à fratura, mas irá apresentar uma maior flexibilidade. Aquando da pretensão da utilização de limas de maior núcleo maior e principalmente em canais atrésicos, vários autores sugerem que se utilize glide path por forma a diminuir a ocorrência de desvios na exploração do canal. (Zuolo et al., 2015)

Na superfície da haste de corte, entre as arestas, encontram-se sulcos denominados de canal helicoidal, cuja função é armazenar e transportar os resíduos durante a instrumentação, desde o interior do canal radicular até ao exterior, por forma a possibilitar a passagem dos líquidos de irrigação e desinfeção. Quanto mais profunda for a superfície do canal helicoidal menor será o núcleo e a resistência do instrumento e maior será a flexibilidade (Dallavilla, 2018).

A conicidade respeita à medida de aumento do diâmetro de cada milímetro da superfície de trabalho, desde a ponta da lima até ao cabo da mesma. Historicamente, o padrão ISO de uma lima é de 0,02, i.e., de 2%, para uma superfície ativa de 16 mm de comprimento. Seguindo esta norma, por exemplo, uma lima que tenha a numeração 25 e uma conicidade de 0,02 terá um diâmetro de 0,27 mm a 1mm de distância da ponta, um diâmetro de 0,29 mm a 2 mm de distância da ponta (Cohen & Hargreaves, 2011).

A pesquisa de instrumentos e o desenvolvimento de técnicas que visam melhorar a terapia no canal radicular têm sido uma constante ao nível da endodontia nos últimos 25 anos. Nos anos anteriores a instrumentação era realizada manualmente, verificando-se inúmeros problemas aquando do tratamento dos canais radiculares (Bergenholtz, 2016).

Sendo a dentina um material frágil e quebradiço importa que os instrumentos endodônticos apresentem um ângulo de ataque negativo, que faça o corte das paredes do canal radicular por alargamento ou que as raspe da forma menos invasiva e segura possível (Dallavilla, 2018).

Atualmente existem amplas variações de comprimento e conicidade na superfície de trabalho das limas, pelo que determinar o diâmetro da secção num determinado ponto das mesmas, auxilia o clínico a identificar a respetiva largura no ponto de curvatura, bem como o stress aplicado ao instrumento (Cohen & Hargreaves, 2011).

2.6.1. Limas tipo K

As primeiras limas foram produzidas no início do século XX, pela Kerr Manufacturing Co. de Romulus, Michigan, tendo recebido o nome tipo K (lima K) e alargadores tipo K (alargadores K). Nessa época, tanto as limas como os alargadores eram produzidos através de um processo semelhante, no qual estruturas de bases triangulares (triângulos equiláteros) ou quadrangulares (quadrados) eram torcidas, com o intuito de aumentar o efeito cortante do fio, produzindo um instrumento de formato piramidal. Ao ser estabilizado numa ponta, a ponta distal do fio era então rotacionada, criando um instrumento com formato em espiral, sendo a sua eficácia quanto à instrumentação e alargamento do canal determinada pela quantidade de lados e espiras (Figura 6) (Cohen & Hargreaves, 2011).

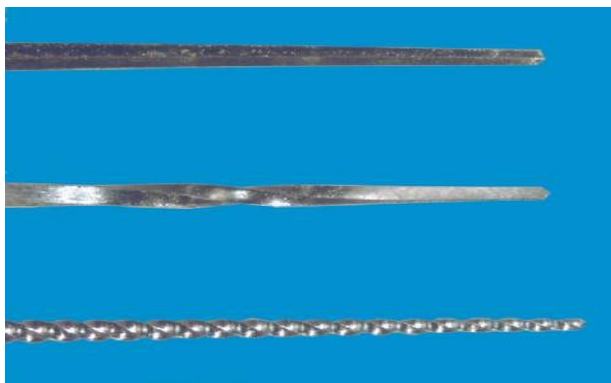


Figura 6 – Fio de formato piramidal estabilizado (cima), sendo rodada uma extremidade (meio). Após múltiplas rotações é produzida a conformação final em Espiral (baixo). (Cohen & Hargreaves, 2011)

Os instrumentos mais antigos que apresentam utilidade no corte e remoção mecânica da dentina são o alargador e a lima K (Figura 7).

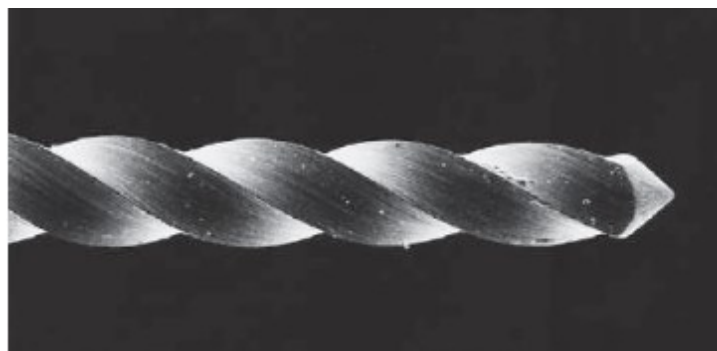


Figura 7 - Lima K n° 40, DENTSPLY Maillefer Instruments SA, Ballaigues, Suíça, (Cohen & Hargreaves, 2011)

Sendo as limas K produzidas por torção de uma haste cônica de aço inoxidável, apresentam forma quadrangular na secção transversal, permitindo que as quatro arestas laterais tenham a capacidade de cortar as paredes do canal radicular quando usadas em rotação (Leonardo, 2005).

O facto das limas K serem de aço inoxidável e pré-curvadas de acordo com o formato desejado, facilita a sua inserção no canal radicular e minimiza o transporte de materiais, tornando-se assim os instrumentos profícuos na penetração e alargamento dos canais. Executando a sua função primariamente por compressão e realizando o corte da dentina, que forma as paredes do canal, ao ser feito o movimento de constante rotação da lima irá promover-se um menor transporte, i.e., um menor desgaste excessivo da dentina da parede interna da curvatura do segmento apical de um canal (Cohen & Hargreaves, 2011).

2.6.1. Limas Hedström

As limas H são criadas através de uma única espiral contínua, por via de um processo denominado de perfuração multiaxial, cuja tecnologia mecânica é controlada por computador, permitindo o ajuste do ângulo de limagem, do ângulo helicoidal, das espirais e das múltiplas conicidades (Cohen & Hargreaves, 2011).

Instrumentos tipo H apresentam as bordas das espiras organizadas de forma a permitir que o corte ocorra apenas no movimento de tração, sendo exemplo disso a lima Hedström (Figura 8).

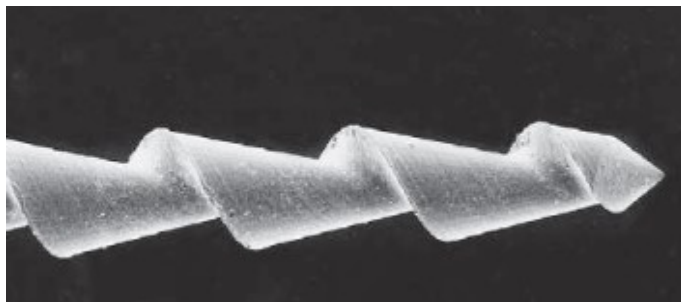


Figura 8 - Lima Hedström n° 50, DENTSPLY Mayllefer, ballaigues, Suíça, (Cohen & Hargreaves, 2011)

Estes instrumentos cortam as paredes do canal quando tracionado ou sujeito a um movimento rotacional no sentido horário, sendo mais cortantes que os instrumentos do tipo K, os quais apresentam um ângulo de corte mais positivo e uma lâmina com menor corte do que ângulo de limagem. Assim, ao ser flexionada uma lima Hedström, esta apresenta um maior número de pontos de concentração de stresse face a uma lima K, sofrendo uma tendência para ficarem torcidas dentro do canal, podendo, portanto, levar a fissuras e propagação da fadiga, sendo de extrema importância, face às formas rotacionais, a percepção do clinico para evitar a fratura da lima (Figura 9).

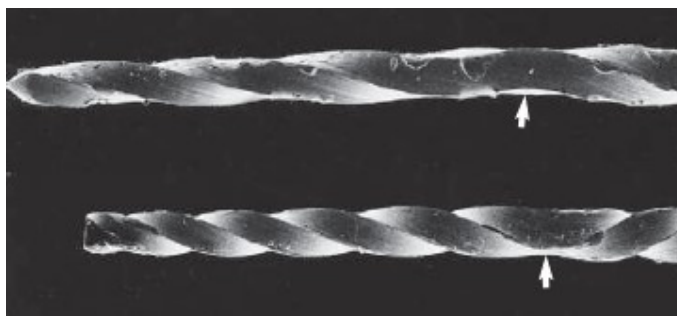


Figura 9 - Limas K submetidas a stresse durante a torção nos sentidos horário e anti-horário, sendo visível as áreas deformadas, as quais estão identificadas por setas. (Cohen & Hargreaves, 2011)

2.7. Instrumentação rotatória mecanizada

Graças ao desenvolvimento expressivo dos instrumentos rotatórios contínuos, nenhuma outra fase do tratamento endodôntico vivenciou uma significativa evolução como o da instrumentação (Semaan et al., 2009).

A primeira referência de instrumentação endodôntica mecanizada foi de Oltramare em 1892, o qual utilizava agulhas com secção triangular acopladas a uma peça de mão. Contudo, o primeiro motor elétrico criado especificamente para a preparação de canais

radiculares foi desenvolvido por Rollins em 1899 e funcionava a uma velocidade de 100 rpm (Capar, Ertas, & Arslan, 2015).

Várias pesquisas demonstram que, desde a introdução da liga de NiTi na endodontia e posterior desenvolvimento dos instrumentos rotatórios, a cada dia novos motores e instrumentos são introduzidos no mercados e novos profissionais ficam adeptos desta forma de instrumentação, na medida em que promove maior rapidez na preparação do canal radicular e menor stress para o paciente e profissional (Aquino et al., 2015; Pedullà, Grande, Plotino, Gambarini, & Rapisarda, 2013; Semaan et al., 2009).

Sendo a preparação químico-mecânica do canal radicular a etapa que mais tempo requer no tratamento endodôntico, tanto os profissionais como as indústrias de material odontológico procuraram sistemas que possibilitassem o tratamento dos canais através da instrumentação automatizada, sendo criados e aprimorados nas últimas décadas diversos instrumentos (Semaan et al., 2009).

Há muitos anos que a prática endodôntica dispõe de contra ângulos para instrumentação automatizada, entre os quais o Giromatic na década de 60 e o sistema Canal Finder no final da década de 80. Esses aparelhos empregavam limas de aço inoxidável e demonstravam sempre alguma preocupação durante o seu uso devido ao perigo da fratura do instrumento e da criação de falsas vias ou perfuração radicular. Na década de 80 foi implementada a ação vibratória sobre estes aparelhos, surgindo sistemas de instrumentação sônica e ultrassônica (Semaan et al., 2009).

As principais características dos sistemas rotatórios contínuos podem ser observadas na Tabela 3.

Tabela 3 – Resumo das principais características dos sistemas rotatórios contínuos (Semaan et al., 2009)

Sistema/ fabricante	Conicidade	Secção transversal	Desenho da ponta	Banda radial	Ângulo de corte	Velocidade de rotação
Quantec (Kerr Analytic/Sybron)	0,02 a 0,06	Dois dentes de corte opostos/ Sentido hélice à esquerda	Ativa e Inativa	Dupla banda radial	Ligeiramente positivo	340 rpm
Lightspeed (Lightspees Technology)	0,02 a 0,04	“U”	Inativa	Apoios radiais	Biselado	750 a 2000 rpm
Profile (Dentsply)	0,02, 0,04 e 0,06	“U”	Inativa	3 bandas radiais	Negativo	150-350 rpm
NiTi – Files (Sybron)	0,02 a 0,06	Dois dentes de corte opostos/ Sentido hélice à esquerda	Inativa	Banda radial	Positivo	340 rpm
Profile Series 29 (Dentsply)	0,02, 0,04 e 0,06	“U”	Inativa	Banda radial	Negativo	150-350 rpm
GT (Dentsply)	0,06, 0,08, 0,10 e 0,12	“U”	Inativa	Banda radial	Negativo	150-350 rpm
Pow-R (moyco Union Broach)	0,02 e 0,04	.02 quadrangular .04 triangular	Inativa	Banda radial	Positivo	150-350 rpm
ProTaper Universal (Dentsply)	Progressiva 0,02 a 0,19	Triangular convexa	Inativa	Sem banda radial	Negativo	200-350 rpm
K3 (Sybron)	0,02, 0,04 e 0,06	Lâmina convexa	Inativa	Banda radial	Positivo	150-350 rpm
Hero (Micro- Mega)	0,04, 0,05, 0,06 e 0,07	Triangular convexa	Inativa	Sem banda radial	Positivo	300-600 rpm
RT.NiTi (Lohcus)	0,02, 0,04 e 0,06	“S”	Inativa	Sem banda radial	Positivo	150-350 rpm
MTwo (VDW)	0,04, 0,05, 0,06 e 0,07	“S”	Inativa	Sem banda radial	Negativo	150-350 rpm
FlexMaster (VDW)	0,02, 0,04 e 0,06	Triangular convexa	Inativa	Sem banda radial	Negativo	150-300 rpm
Race (FKG)	0,02, 0,04 e 0,06	Triangular	Inativa	Sem banda radial	Negativo	300-600 rpm
BioRace (FKG)	0,02, 0,04, 0,05, 0,06 e 0,08	Triangular	Inativa	Sem banda radial	Negativo	500-600 rpm
Twisted Files (Sybron)	0,04, 0,06, 0,08, 0,10 e 0,12	Triangular	Inativa	Sem banda radial	Positivo	500 rpm

Em 2011 Instrumentos do sistema Reciproc™ são confeccionados com recurso uma liga de NiTi especial conhecida como M-Wire, a qual tem a capacidade de promover a

preparação de um canal radicular utilizando apenas um instrumento. De acordo com o tamanho dos canais, encontram-se disponíveis três tamanhos diferentes (Aquino et al., 2015).

Em 2015 foi introduzido no mercado o sistema rotatório Mtwo™ (VDW GmbH, Germany). O seu princípio de preparação é baseado na promoção do menor contacto da radial, apresentando uma secção transversal em forma de S itálico com duas lâminas de corte e ponta inativa. Apresentando um ângulo helicoidal variável, impede o aparafusamento (Aquino et al., 2015).

2.8. Movimentos utilizados na preparação mecânica do canal radicular

A introdução de instrumentos em NiTi e o seu poder de corte de 360° no sentido horário promoveram o aparecimento de um maior número de motores elétricos rotatórios, revolucionando o campo da endodontia e ao mesmo tempo, levando ao aumento da previsibilidade clínica na preparação mecânica do canal radicular, com significativa redução do tempo de trabalho e maior conforto, quer para o profissional como para o paciente (Pedullà et al., 2013).

As propriedades da liga de NiTi permitiram realizar alterações significativas, tais como a conicidade dos instrumentos que representam o aumento na média do diâmetro da ponta da lima (D0) até ao término da porção ativa do instrumento (D16), sendo possível encontrar no mercado: limas rotatórias com conicidade 0,01 mm para alisamento inicial das paredes dos canais radiculares (“glide path”); limas com conicidade 0,06 mm ou 0,08 mm para a preparação e acabamento mecânico do canal radicular; limas de maiores conicidades, como 0,12 mm para a preparação dos terços médio e cervical (Matos, 2016).

Tem vindo a ser aplicado, pelos fabricantes de limas, um tratamento na liga de NiTi denominado “Control-memory wire”, que faz com que a liga tenha menos 2% de níquel, passando dos tradicionais 54% existentes para os 52%. Esta característica permite a este tipo de limas apresentarem uma maior flexibilidade e ausência de memória elástica, possibilitando que sejam pré-curvadas, promovendo um melhor desempenho nos canais radiculares curvos (Matos, 2016).

A mudança nos instrumentos trouxe também alterações ao nível dos movimentos empregues na preparação do canal radicular, os quais se encontram representados cronologicamente na Figura 10 (Gavini et al., 2018).

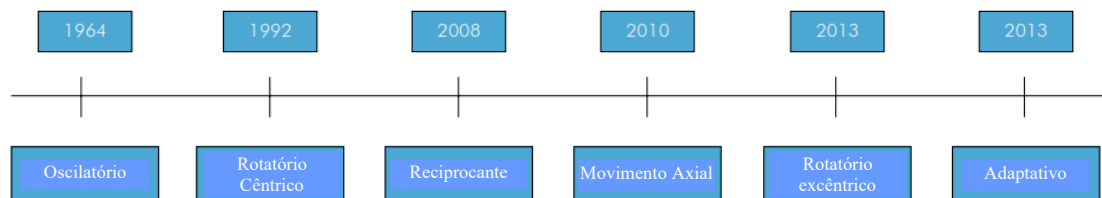


Figura 10 – Linha temporal de movimentos utilizados na preparação mecânica do canal radicular (Gavini et al., 2018)

Movimentos realizados pelo profissional, como de entrada e saída (“in and out motion”), picada (“pecking motion”) e pincelagem (“brush motion”), permitem, durante a rotação da lima, um maior contacto com as paredes do canal radicular, aumentando a efetividade da desinfecção, ao mesmo tempo que diminuem o efeito de aparafusamento que pode ocorrer pela rotação do instrumento em 360° (Pedullà et al., 2013).

2.8.1. Movimento rotatório contínuo e movimento reciprocante

O Movimento rotativo cêntrico, introduzido em final dos anos 80, ainda é empregue pela maioria dos sistemas de preparação mecânica. É realizado por motores elétricos e contra-ângulos que efetuam uma rotação de 360° promovendo a rotação dos instrumentos no interior do canal radicular. Contudo, novas técnicas mecanizadas têm vindo a ser propostas na tentativa de minimizar o risco de fratura de instrumentos endodônticos. Os movimentos reciprocantes também utilizam motores elétricos e contra-ângulo para efetuar os movimentos de rotação das limas de NiTi, mas, neste caso, os ângulos de rotação são assimétricos, ocorrendo quer no sentido anti-horário como no sentido horário.

O movimento reciprocante é baseado no conceito de força balanceada de Roane, que advém da terceira lei de Newton, a qual afirma que “A toda ação há sempre uma reação oposta e de igual intensidade: as ações mútuas de dois corpos um sobre o outro são sempre iguais e dirigidas em sentidos opostos”. (Campos et al., 2018)

Roane et al. (1985), verificou que ao rodar instrumentos manuais no sentido horário provocava o corte da dentina pelas hélices da parte ativa da lima e ao rodar no sentido

anti-horário promovia o alívio da ponta instrumental, evitando assim a fratura, sugerindo portanto a sua aplicação em todos os movimentos realizados com limas (I. C. Mendes, 2017).

Em 2008, Yared inclui uma nova técnica que utilizava apenas um instrumento e promovia menor tensão na lima, reduzindo o tempo clínico e o risco de fratura e fadiga instrumental. Utilizando uma lima rotatória de NiTi do sistema Protaper F2, acoplada a um motor elétrico italiano ATR, esta técnica efetuava um movimento recíprocante, com rotação do instrumento: de 120° no sentido horário, cortando a dentina à medida que avançava no interior do canal radicular; de 30° no sentido anti-horário, permitindo aliviar a ponta do instrumento e evitando o seu aparafusamento (Campos et al., 2018; Matos, 2016).

Esta técnica permitiu aumentar significativamente a sobrevida do instrumento, reduzindo o índice de fraturas quando comparada com a rotação contínua. As primeiras limas lançadas segundo o conceito proposto por Yared foram a Reciproc e a WaveOne, as quais apresentaram também um tratamento especial conhecido como M-Wire, que promove maior flexibilidade, resistência à compressão e à fratura por torção (Aquino et al., 2015; Matos, 2016).

Após a inserção passiva da lima no canal efetua-se uma rotação de 90° por forma a penetrar a dentina envolvente. Mantendo a lima no interior do canal, exerce-se força apical e roda-se a lima entre 180° e 270° no sentido anti-horário, ocorrendo o corte de dentina nas paredes do canal. De seguida efetua-se uma nova rotação de 90° no sentido horário, mas mais apical. Efetuados alguns ciclos é realizada uma rotação prolongada em sentido horário e desinserida a lima, permitindo a remoção dos detritos (Cohen & Hargreaves, 2011; I. C. Mendes, 2017).

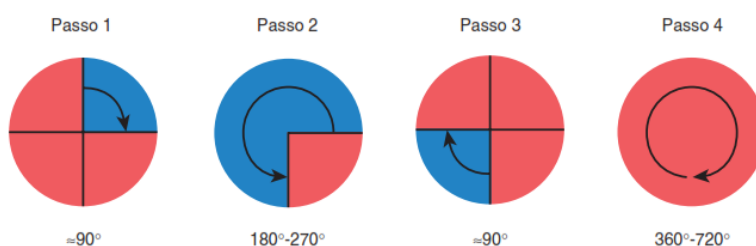


Figura 11 - Ilustração da técnica de instrumentação Roane (adaptado de Cohen & Hargreaves, 2011)

Durante a fase operatória a instrumentação pode ser realizada através de diversas técnicas, como: técnica manual, movimento rotatório contínuo, a técnica recíproca ou uma combinação entre elas. As técnicas manuais mais utilizadas são o Crown down, o step back e os movimentos de Roane, as quais pressupõem o alargamento sucessivo do sistema de canais, desde a coroa até ao ápice (Castellucci, 2005)

Ainda que alguns estudos indiquem que, na utilização de peças elétricas de mão ou acionadas por ar comprimido com instrumentos rotatórios de NiTi, não sejam encontradas diferenças significativas na distorção ou fratura das limas às 150 rotações por minuto (rpm), outros estudos demonstram que a capacidade de selecionar valores precisos de rpm e torque afetam a eficiência e durabilidade dos instrumentos (Cohen & Hargreaves, 2011).

Sendo mais complexo determinar e manter a velocidade de rotação adequada ao utilizar uma peça de mão acionada a ar comprimido do que uma peça de mão elétrica, torna-se preferível utilizar uma peça de mão elétrica para instrumentar canais com limas rotatórias (Cohen & Hargreaves, 2011).

Nos últimos anos diversos instrumentos endodônticos rotativos, produzidos originalmente para operar em rotação contínua foram testados com diferentes tipos de movimentos alternativos, comparando a vida útil após a utilização numa variedade de condições de simulações de teste, com diferentes velocidades, ângulos e raios de curvatura dos canais simulados (Ferreira et al., 2017).

De-Deus et al. (2010) avaliaram a resistência à fratura por fadiga cíclica do instrumento NiTi ProTaper F2 acionados por um motor sob movimento recíprocante. Utilizando uma amostra de 30 instrumentos foram efetuados diversos testes mecânicos, com diferentes cinemáticas e velocidades. Foi utilizado um movimento recíprocante num canal artificial de aço inoxidável, aplicando velocidades de rotação de 250 rpm e de 400 rpm. Os resultados demonstraram que o movimento recíprocante aumentou significativamente a vida cíclica dos instrumentos e que a velocidades de rotação de 400 rpm os instrumentos falharam mais rapidamente do que os que foram utilizados a 250 rpm. Concluem os autores que a cinemática do movimento está entre os fatores que determinam a resistência dos instrumentos rotativos de NiTi à fratura cíclica e que o

movimento reciprocante permitiu prolongar a vida útil das limas comparativamente à rotação contínua.

Com recurso a diferentes ampliações e por meio de análise tomográfica micro computadorizada, De-Deus et al., (2015) utilizaram sistemas reciprocantes de utilização única (Reciproc e WaveOne) e um sistema rotatório multi-instrumentos BioRace, com o objetivo de comparar a percentagem de área não instrumentada de canais radiculares. No estudo foram utilizadas trinta raízes mesiais de molares inferiores com uma curvatura moderada, entre os 10° e os 20°, configuração do canal de Vertucci de tipo II e volume interno semelhante. Dos resultados, concluíram que nenhum dos sistemas conseguiu preparar a totalidade da área superficial dos canais mesiais dos molares mandibulares.

Coelho et al. (2016) procuraram avaliar os efeitos do uso de Glide Path na capacidade de centralização e tempo de preparação dos canais mesiais de molares inferiores utilizando os sistemas Reciproc e WaveOne. Os canais com ápices abertos foram excluídos do estudo, tendo apenas sido instrumentado um canal em cada dente. Utilizando o teste de Kruskal-Wallis para a análise e estabelecendo um nível de significância de 0,05, não foram encontradas diferenças estatísticas significativas na capacidade de centralização, nem qualquer fratura de instrumento ou sinal de deformação. O tempo de instrumentação dos canais curvos aumentou nos grupos em que foram utilizadas as Glide Path, comparativamente com os grupos instrumentados com as limas WaveOne e Reciproc, não tendo a sua utilização influência significativa na capacidade de centralização do canal.

A investigação baseada na evidência sugere que o movimento reciprocante melhora a resistência à fadiga cíclica dos instrumentos comparativamente com os movimentos de rotação contínua, independentemente de outras variáveis, tais como: velocidade de rotação, ângulo de curvatura do canal simulado e *design* do instrumento de NiTi. A dificuldade na comparação dos achados nos estudos deve-se à falta de padronização nos ensaios laboratoriais uma vez que as diferentes condições em que os ensaios são realizados impede o estabelecimento de uma base de evidências científicas imparciais (Ferreira et al., 2017).

Procurando tirar vantagem dos movimentos rotativos e reciprocantes, alguns sistemas apresentaram propostas de instrumentos motorizados com capacidade de trabalhar no canal radicular com ambas a cinemáticas (Ultradent, Sybron Endo, Easy and J Morita). (Gavini et al., 2018)

Apresentado em 2016, o sistema Genius (Ultradent, South Jordan, UT, EUA) apresenta um movimento rotativo e reciprocante, com movimentos de 90° no sentido horário e 30° no sentido anti-horário). Primeiramente a preparação do canal é efetuada através do movimento reciprocante, permitindo maior segurança na ação e, a preparação é finalizada através do movimento rotativo, que garante maior eficiência na remoção da dentina do interior do canal e uma menor extrusão dos detritos. Os instrumentos deste sistema são fabricados de NiTi tratado termicamente, apresentando uma secção transversal com a forma de S e um ângulo de inclinação positivo (Gavini et al., 2018).

Tabela 4 - Instrumentação manual vs rotacional (adaptado de Harty et al., 2010, Hargreaves et al., 2011, Garg & Garg, 2014, Giuliani et al., 2014, Park et al., 2014, Ares, 2015)

	Instrumentação manual	Instrumentação rotatória
Tempo	Aumentado	Reduzido
Quantidade de instrumentos	Maior	Menor
Fadiga do operador	Maior	Muito menor, já que o motor e a peça de mão são responsáveis pelo movimento rotativo da lima
Conformação do canal	Depende da técnica usada e da experiência do operador	Maior fidelidade na conformação original
Curva de aprendizagem	Maior	Muito menor devido à diminuição na quantidade de instrumentos e técnicas
Uso em canais atrésicos, com curvaturas ou degraus	Recomendado com instrumentos de aço inoxidável pré-curvados	Não recomendado devido ao perigo de fazer falsos trajetos, etc.
Uso como sistema único no tratamento do SCR	Possível. Era o sistema utilizado antes de surgir o rotatório	Não é possível. É recomendado utilizar em conjunto com o sistema manual, pelo menos para comprovar a permeabilidade e acesso do canal
Custo	Menor. Só implica o custo das limas	Maior, implica o custo das limas e do sistema de motor e peça de mão
Controlo do instrumento	Maior controlo por parte do operador devido à sensação tátil com instrumentos de aço inoxidável e maior segurança ao exercer pressão apical	Ausência de sensação tátil. Não é adequado aplicar muita pressão apical, devendo idealmente deixar o instrumento avançar por ele mesmo. Muitos motores modernos param ou retrocedem ao encontrar travamento.

Dos sistemas rotatórios e reciprocantes existentes no mercado não existe um que seja perfeito e que se destaque mais do que algum outro, possuindo cada um deles vantagens e desvantagens quando comparativamente com os seus concorrentes. (Campos et al., 2018).

2.9. Fadiga e fratura dos instrumentos

Instrumentos rotatórios confeccionados em NiTi facilitam a formatação de canais atrésicos e curvos comparativamente aos instrumentos manuais, tanto em aço inoxidável como de NiTi. A pesquisa por instrumentos que fossem mais eficazes conduziu à introdução de outras ligas de NiTi, tais como a M-Wire e a instrumentos que apresentam novos conceitos ao nível da cinemática. Através de um processo termomecânico foi desenvolvida uma liga de NiTi, denominada M-Wire, que melhorou de forma significativa a resistência à fadiga cíclica comparativamente às ligas de NiTi convencionais. (Aquino et al., 2015)

Apesar das inúmeras vantagens que as limas rotatórias e reciprocantes proporcionam, verifica-se que, devido à fadiga cíclica e por serem submetidas a tensões alternadas, continuam a existir inúmeras fraturas dos instrumentos, o que por si constitui uma desvantagem na medida em que dificulta o tratamento endodôntico e promove um aumento de tempo de trabalho (Figura 12) (Berutti et al., 2012).



Figura 12 - Fragmento de lima rotatória fraturada no canal mésio-vestibular do dente 37 e removida com auxílio de ultrassom. (Adaptado de Matos, 2016)

Apesar do forte aumento de flexibilidade que fora introduzida pela liga de NiTi em comparação com o aço inoxidável, a fratura dos instrumentos endodônticos de NiTi continua a ser um problema na prática clínica (Gutmann & Gao, 2012).

Diversas condições e metodologias de teste têm sido aplicadas para comparar a resistência cíclica com a fadiga dos instrumentos endodônticos rotativos. A maioria dos estudos relata que o movimento alternado melhora a resistência à fadiga dos

instrumentos endodônticos, comparativamente com o movimento de rotação contínua, independentemente de outras variáveis, tais como: velocidade de rotação, ângulo ou raio de curvatura dos canais simulados, geometria e conicidade, características da superfície do instrumento (Ferreira et al., 2017).

A fratura dos instrumentos endodônticos de NiTi rotativos pode ocorrer por dois mecanismos: fadiga cíclica ou torsão (Sattapan, Nervo, Palamara, & Messer, 2000).

A fadiga cíclica é um fenômeno que resulta do stress promovido por repetidas séries de tensão e compressão em determinadas áreas da lima durante o movimento de rotação dos instrumentos, podendo originar microdeformações e a propagação de fendas que podem promover a separação dos componentes do instrumento (Mendes & Paulo, 2004).

A vida em fadiga de um instrumento endodôntico está relacionada com o número de ciclos necessários para causar a fratura do instrumento. Sendo cumulativos o número de ciclos até que o instrumento apresente vida em fadiga pode variar, consoante a velocidade de rotação e a intensidade das tensões de tração e compressão, que sobre o instrumento endodôntico foram impostas ao longo do tempo (Hélio Lopes et al., 2011).

Pelas características de superelasticidade que a liga de NiTi possui, os instrumentos que utilizam esta liga podem fraturar sem manifestar qualquer sinal aparente de defeito ou deformação visível a olho nú (Figura 13), sendo apenas visíveis através de microscopia eletrónica (Figura 14) (Leonardo, 2005).

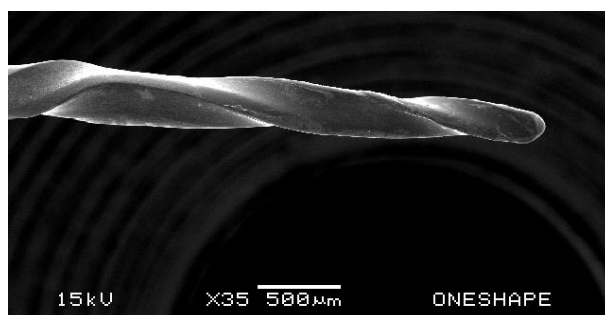


Figura 13 – Deformação das hélices de uma lima de NiTi após a preparação biomecânica, não sendo visíveis deformações sem recurso a microscopia eletrónica. (Matos, 2016)

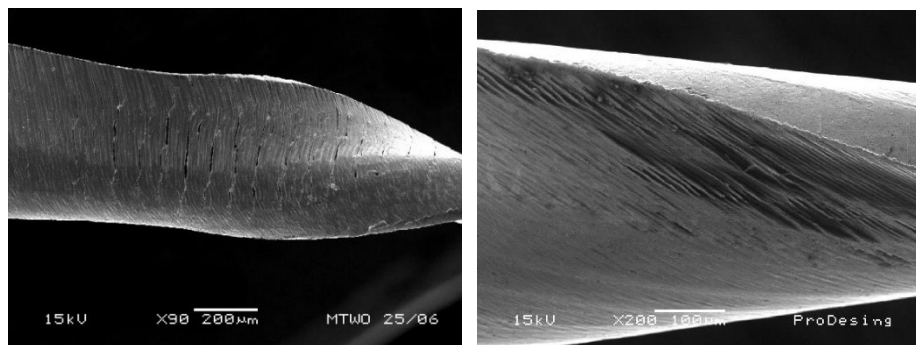


Figura 14 – Imagens de MEV de lima do sistema MTwo 25/0.6 e ProDesign 30/.10 com formação de trincas na primeira e desgaste superficial na segunda, após o limite do uso clínico preconizado pelo fabricante.

A falta de experiência do clínico, o desgaste do instrumento pela sua utilização, a anatomia dos canais radiculares e a esterilização são fatores que podem contribuir para modificar a resistência dos instrumentos (Lopes et al., 2011).

Também a insuficiente remoção de resíduos e da *Smear layer* pode induzir stress nos segmentos de corte dos instrumentos, diminuindo deste modo a sua eficiência e aumentando o risco de fratura (Mendes & Paulo, 2004).

A resistência à fadiga cíclica é geralmente medida em função do tempo que decorre até ao aparecimento da fratura ou através do número de ciclos que foram efetuados antes da fratura. A fratura por torção ocorre por stress torcional durante o processo de corte no interior do canal radicular, quando a ponta ou qualquer outra parte do instrumento fica presa durante o movimento rotacional da peça de mão. Por forma a determinar a capacidade de torção dos instrumentos endodônticos são efetuados testes de torque máximo e de ângulo de rotação da peça de mão no momento da fratura do instrumento (Zupanc et al., 2018).

Sobre a incidência de deformações associadas aos instrumentos de NiTi, estas devem-se provavelmente às diferenças verificadas no *design* e forma dos instrumentos, especialmente no que respeita ao comprimento da superfície de corte que contacta com a parede lateral do canal (Mendes & Paulo, 2004; Thompson, 2000).

Por forma a verificar a resistência à fratura das limas endodônticas de NiTi, têm surgido alguns estudos que têm analisado o *design* e a temperatura, quer ao nível ambiental como no interior do canal radicular, e a forma como as mudanças promovidas sobre estes fatores influenciam a fratura das limas. Além das especificidades da liga, as

propriedades mecânicas de cada um dos instrumentos endodônticos são afetadas pelo desenho e diâmetro dos instrumentos, bem como pelos movimentos a que é sujeito. (Zupanc et al., 2018).

Gao et al., (2010) consideram que para a maioria dos metais e ligas, a vida cíclica pode ser dividida em dois estágios: em primeiro lugar um estágio inicial, em que ocorre a formação da fissura, na qual as microfissuras se formam e começam o seu crescimento ao longo dos planos cristalográficos ou dos limites específicos dos grãos; em segundo lugar, um estágio de propagação da fissura, na qual esta cresce de forma contínua até a fratura final.

Para evitar a resistência à fratura de limas endodônticas introduziram-se instrumentos produzidos a partir de novas ligas, como as ligas M-Wire e de Fase R, cuja resistência física é maior que a das limas de NiTi convencionais e implementou-se uma nova técnica na qual só se utiliza uma lima em movimento recíproco, tendo sido apresentados dois sistemas, o Reciproc e o WaveOne (Pereira et al., 2013).

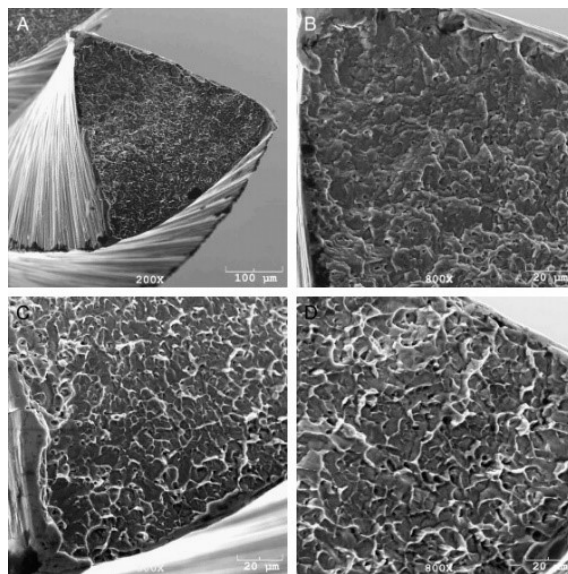


Figura 15 – Teste de fadiga cíclica a lima ProFile Vortex 30.06, de M-Wire, a 500 rpm. (Gao et al., 2010).

Observando a superfície fraturada na Figura 15 identifica-se em: (A) uma trinca iniciada pela fadiga do instrumento; (B) estrias resultantes de fadiga no estágio inicial do canto superior esquerdo; (C) fratura dúctil provocada pela rotura final; (D) fratura dúctil provocada pela rotação final do instrumento.

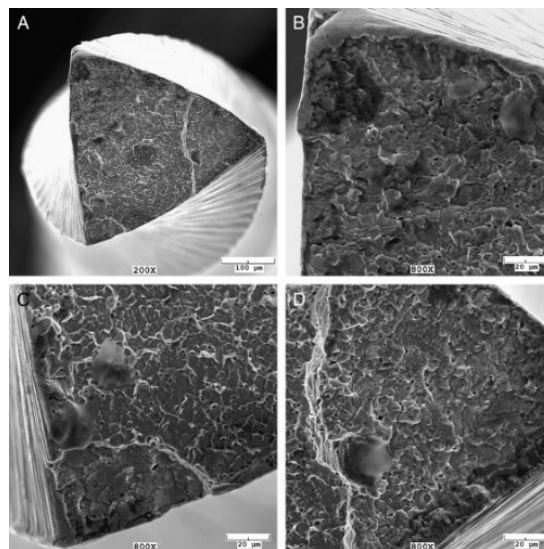


Figura 16 – Fratura da lima ProFile Vortex 30.06 de fio superelásticos regular, a 500 rpm (Gao et al., 2010).

Na Figura 16 são observadas fissuras em três cantos, encontrando-se as fissuras dominantes nucleadas no canto superior esquerdo e duas fissuras secundárias geradas por fadiga nos outros dois cantos. Quando observado ao microscópio de varrimento eletrônico, verifica-se: (A) visão geral de uma trinca por fadiga iniciada nos três cantos; (B) trinca por fadiga dominante no canto superior esquerdo com estrias de fadiga no estágio inicial de propagação; (C) o canto inferior esquerdo mostrando uma pequena área com estria de trinca por fadiga e fratura dúctil causada por rutura abrupta final; (D) canto direito mostra uma área relativamente grande com estrias de trincas por fadiga adjacentes à fratura dúctil causada por quebra abrupta na última rotação.

Contendo o M-Wire martensita deformada, fase R e austenita, esta microestrutura multifásica e complexa aparenta maior resistência ao estágio inicial em que ocorre a formação inicial da fissura por fadiga, comparativamente com as limas superelásticas de NiTi tradicionais. Isto pode ser explicado pela apresentação de uma melhor capacidade de reorientação das variantes martensíticas, devido à menor simetria da sua estrutura cristalina monoclinica quando comparada com a estrutura cristalina cúbica de austenita (Gao et al., 2010).

Lopes et al., (2009) avaliaram os efeitos da velocidade de rotação na fadiga cíclica de instrumento endodônticos rotativos de NiTi, utilizaram os instrumentos ProTaper Universal F3 e F4 (Maillefer SA, Ballaigues, Suíça) num canal curvo artificial a uma velocidade de rotação de 300 rpm e de 600 rpm, tendo as superfícies fraturadas e os

eixos helicoidais dos instrumentos sido analisados por microscopia de varredura eletrônica. Os resultados mostraram que à medida que a velocidade de rotação aumentou de 300 rpm para 600 rpm houve uma redução significativa no número de ciclos de fratura, de aproximadamente 30%, não tendo sido observada deformação plástica no eixo helicoidal de nenhum dos instrumentos fraturados.

Sendo extremamente sensível às matérias primas constituintes, as limas endodônticas de M-Wire exibem um período de fadiga cíclica significativamente mais alto (150% maior) do que as limas superelásticas de NiTi tradicionais, a velocidades de 300 rpm e 500 rpm. (Gao et al., 2010).

O mecanismo de transição da fase de austenita para martensita, a reorientação favorável das variantes localizadas de martensita proporciona uma melhor acomodação da deformação durante a fadiga de rotação por flexão, reduzindo efetivamente o tempo de formação e acumulação de defeitos microestruturais, tais como irregularidades ou espaços vazios na superfície, através dos quais as fissuras por fadiga poderiam iniciar. Deste modo, para além da resistência aprimorada contra o início da fissura por fadiga, é provável que uma microestrutura híbrida com uma certa proporção de martensita tenha maior resistência à propagação de fissuras do que uma microestrutura totalmente austenítica. (Gao et al., 2010).

Quanto maior é o diâmetro do instrumento maior será o torque necessário e menor a flexibilidade que o instrumento irá apresentar (Zuolo, Mello, Cunha, Zuolo, & Bueno, 2013).

O torque (T) pode ser definido como o efeito de rotação a que um objeto está sujeito quando, distante do seu eixo de rotação, sobre ele é aplicada uma força (F). O cálculo do torque é dado pela expressão: $T = F \times r$, em que F representa o ponto de aplicação da força e r representa o raio, ou seja, a distância que vai desde o ponto de aplicação da força até ao eixo de rotação do objeto. De acordo com o Sistema Internacional de Unidades, a força encontra-se é expressa em Newton (N) e o raio em metro (m). São também empregues para a força as unidades em quilograma força (kgf) e grama força (gf) e para o comprimento o centímetro e o milímetro, de acordo com as seguintes relações: $1 \text{ kgf} = 1000 \text{ gf} = 9,807 \text{ N}$ e $1 \text{ cm} = 10 \text{ mm}$ (Hélio Lopes et al., 2011).

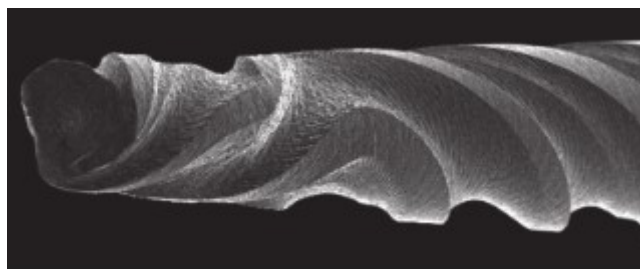


Figura 17 - Fratura por torção, sendo visível deformação plástica das hélices (Lopes et al., 2011).

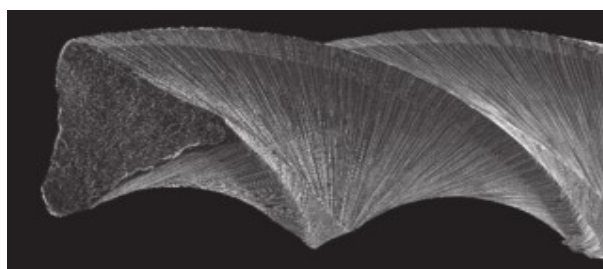


Figura 18 Fratura por flexão rotativa com ausência de deformação plástica das hélices (Lopes et al., 2011).

Quando, durante a instrumentação, e após ter sido retirado o instrumento endodôntico do interior do canal radicular, é visível uma deformação plástica das hélices, tal facto alerta para uma iminente fratura por torção. Assim sendo, importa que durante a instrumentação o profissional retire regularmente o instrumento do interior do canal radicular e o examine cuidadosamente. Caso seja detetada alguma deformação, o instrumento deve ser descartado, por forma a evitar que venha a ocorrer a sua fratura (Hélio Lopes et al., 2011).

Gambarini et al., (2019) realizaram recentemente um estudo sobre a importância que a superfície plana apresenta na melhoria da resistência à fadiga cíclica. Comparando 20 novos instrumentos rotativos de NiTi tratados termicamente F-One (Fanta dental, Shanghai, China), com 20 protótipos em que a diferença era apenas a ausência do lado plano. A hipótese nula foi de que não haveriam diferenças entre os dois instrumentos testados em termos de vida útil da fadiga cíclica. Em todos os instrumentos a rotação dos instrumentos foi efetuada à velocidade 500 rpm e torque 2 N, através da utilização de um motor endodôntico Elements Motor (Kerr, Orange, CA, EUA) num canal artificial com ângulo de curvatura de 90° e uma temperatura de 5 °C. Verificou-se que o tempo de fratura entre as superfícies com *design* plano e as que não possuíam este *design* apresentaram significância estatística ($p < 0,001$), sendo as diferenças em termos de comprimento do segmento fraturado também elas estatisticamente significativas ($p =$

0,034), concluindo os resultados que o *design* plano aumenta a vida útil dos instrumentos rotativos NiTi relativamente fadiga cíclica.

A resistência à fadiga cíclica diminui com o aumento da amplitude máxima de deformação por tração na superfície do instrumento, o que ocorre no momento de flexão máximo que ocorre durante a modelagem de uma curva no canal radicular (Zuolo et al., 2013).

Instrumentos com pouca conicidade demonstraram maior resistência à fadiga cíclica comparativamente com instrumentos de maior conicidade, uma vez que a amplitude de deformação na superfície dos instrumentos aumenta com o seu diâmetro (Viana et al., 2010).

Chi, Li, Lin, & Shin, (2017), estudaram o desempenho de dois lotes de limas de NiTi (ProTaper e Profile) em nove canais simulados e com raios de cilindro de 5mm; 7,5 mm e 10 mm e ângulos de inserção de 20°, 40° e 60°. Os resultados foram analisados por microscopia de varredura eletrônica e mostraram que a resistência à fadiga cíclica das limas diminuiu com o aumento dos ângulos de inserção ou com o aumento do raio do cilindro. Concluem assim os autores que a resistência à fadiga cíclica pode ser influenciada pelas deformações e pela geometria das limas endodônticas, sendo a resistência prolongada quando operadas com uma menor tensão.

Kaval, et al. (2017) efetuaram a avaliação da resistência à fadiga cíclica de limas F6 SkyTaper SkyTaper (Komet Brasseler, Lemgo, Alemanha), K3XF (SybronEndo, Orange, CA, EUA), da nova geração de limas OneShape (Micro Mega, Besancon, França) e limas TRUShape 3D (Dentsply Tulsa Dental Specialities, Tulsa, OK, EUA). Utilizando dez instrumentos de cada uma das limas identificadas, as mesmas foram rodadas com auxílio de um motor de baixo torque contra um bloco de aço inoxidável com diâmetro de 1,5 mm, raio de 3 mm e ângulo de curvatura de 60°, à velocidade recomendada pelo fabricante até à ocorrência da fratura. Os instrumentos F6 SkyTaper foram os que apresentaram uma maior resistência à fadiga cíclica, considerando os autores que o *design* da seção transversal destes instrumentos ao terem a forma de “S” pode ser o fator que condicionou o aumento da resistência à fratura cíclica. Assim, sugerem os autores que na prática clínica e especialmente durante a preparação de

canais curvos, se prefiram instrumentos com menor área central e menor massa metálica transversal, permitindo assim uma maior flexibilidade.

No que concerne à temperatura, tem vindo a ser demonstrado que tanto o aumento da temperatura ambiental como da temperatura no interior do canal radicular promove significativamente a resistência à fadiga (Dosanjh, Paurazas, & Askar, 2017).

O endurecimento superficial da liga também pode ser efetuado através de tratamento criogénico seco e profundo. (Ounsi et al., 2017b).

Vinothkumar et al. (2016) investigaram o papel do tratamento criogénio profundo na resistência à fadiga cíclica e na eficiência de instrumentos de corte endodônticos rotativos em NiTi, com efeito de memória de forma martensítica (SM). Utilizando setenta e cinco instrumentos Hyflex CM, foram distribuídos aleatoriamente por três grupos e submetidos ao tratamento com criogénio profundo à temperatura de -185 °C e sujeitos a diferentes tempos de imersão. Um grupo este imerso durante vinte e quatro horas, outro durante seis horas e o terceiro serviu de grupo de controle. A resistência à fadiga cíclica foi medida calculando o número de ciclos até à fratura e a eficiência do corte foi medida através da perda de peso do instrumento. Os resultados demonstraram que o tratamento a criogénio com um tempo de imersão de vinte e quatro horas aumenta de forma significativa a resistência à fadiga cíclica, sem afetar a eficiência de corte.

Jamleh et al., (2016) estudaram o desempenho de instrumentos endodônticos de NiTi sob diferentes temperaturas, testando vinte e quatro instrumentos superelásticos de NiTi de formato cónico, com 0,30 mm de diâmetro e conicidade de 0,06. Cada instrumento foi testado numa curvatura de 10 mm de raio e um ângulo de 30° tendo a posição sido mantida durante vinte segundos com o instrumento imerso num fluxo contínuo de água a uma temperatura de 10 °C, 37 °C e 50 °C, por forma a calcular a carga de torsão. Nessa mesma posição, o instrumento endodôntico foi rotacionado a 300 rpm até à sua fratura, tendo o tempo de trabalho sido convertido em número de ciclos de fratura. O estudo conclui que aos 10 °C se verificam menores cargas de desvio. Assim, constata os autores que as temperaturas mais baixas diminuem favoravelmente os desvios de torsão e prolongam a vida dos instrumentos superelásticos de NiTi, constatando, no entanto, serem necessários mais estudos que incorporem a temperatura corporal simulada.

Alcalde et al., (2018) estudaram a resistência à fadiga cíclica e torcional dos sistemas alternativos de utilização de lima única Reciproc Blue 25.08 (VDW GmbH, Munique, Alemanha), Prodesign R 25.06 (Easy Dental Equipment, Belo Horizonte, Brasil) e WaveOne Gold 25.07 (Dentsply / Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK, EUA). Utilizando 20 instrumentos de cada sistema, o teste de resistência à fadiga cíclica foi realizado num canal artificial de aço inoxidável com um ângulo de curvatura de 60° e um raio de 5 mm, medindo o tempo desde que ocorreu a fissura. O teste à torção avaliou o torque e ângulo de rotação no momento da fratura dos instrumentos, tendo a superfície de cada instrumento fraturado sido analisada através de microscopia de varredura eletrônica e sido efetuado um exame complementar para medir a área transversal da seção transversal de cada instrumento a 3 mm e a 5 mm da ponta instrumental. Os resultados demonstraram que o sistema Prodesign R apresentaram maior resistência à fadiga cíclica e rotação angular até à fratura, comparativamente aos outros instrumentos em análise. Assim, sugerem os autores que na prática clínica os instrumentos tratados termicamente devem apresentar alta flexibilidade e força torcional adequada para minimizar o risco de fratura.

A esterilização pelo calor envolve a utilização de autoclaves que atingem temperaturas de 134 °C que, através da ação do vapor a uma pressão de até 30 psi, esteriliza os instrumentos endodônticos mas pode promover alterações das suas propriedades físicas e mecânicas, afetando as superfícies externas, a corrosão, redução de corte e resistência à fadiga (cíclica ou torcional). Comparando as propriedades dos instrumentos endodônticos de NiTi e de aço submetidos a esterilização a quente com outros que não foram submetidos a esses ciclos de esterilização verifica-se uma maior resistência à fadiga torcional nos instrumentos de NiTi relativamente ao aço, promovendo o aquecimento térmico induzido pela esterilização a quente maior estabilidade e aumento de resistência à fadiga por torção que é válido tanto para as ligas de NiTi como de M-Wire (Dioguardi et al., 2019).

Gambarini et al. (2019), investigaram a resistência à fadiga cíclica dos instrumentos WaveOne Gold tratados com ouro e EdgeOne Fire tratados com Firewire. Foram testados 20 instrumentos de NiTi de cada um dos sistemas, os quais foram aplicados numa peça de mão elétrica com intervenção sobre um bloco de aço inoxidável contendo os canais radiculares artificiais com um ângulo de curvatura de 90°. Em todos os

instrumentos foi efetuado um raio de curvatura de 2 mm e utilizado movimento recíprocante WOG no sentido anti-horário. A inserção dos instrumentos foi feita ao comprimento de 18 mm e rotacionados até à ocorrência da fratura. Os instrumentos Edge One Fire apresentaram ser cerca de duas vezes mais resistentes à fadiga cíclica quando comparados com instrumentos idênticos feitos com o tratamento de ouro.

Iacono et al. (2019) avaliaram a resistência à fadiga cíclica de 160 instrumentos num canal artificial de aço inoxidável, com um ângulo de 90° e um raio de curvatura de 5 mm. No estudo foram utilizados os sistemas WaveOne e WaveOne Gold (Dentply Maillefer, Baillagues, Suíça) e Reciproc e Reciproc Blue (VDW, Munique, Alemanha), os quais foram testados com dois sistemas motorizados diferentes: (1) motor endodôntico X-Smart Plus (Dentply Maillefer) e (2) um 4 : 1 contra-ângulo com movimento experimental (EVO). O sistema Reciproc Blue demonstrou ser o mais resistente com ambos os sistemas de motores na resistência à fadiga cíclica. O WaveOne Gold apresentou melhor resistência que o WaveOne com o motor EVO, não tendo sido encontradas diferenças significativas relativamente ao motor X-Smart. Concluem os autores que estes movimentos experimentais podem fornecer orientações para futuras melhorias na prática clínica, devendo ser procuradas estratégias adicionais que possibilitem aumentar a segurança das limas de NiTi durante os procedimentos endodônticos.

2.10. Vantagens e desvantagens da instrumentação mecanizada

Verificando-se constantes melhorias quer nos sistemas como nas ligas que compõem os instrumentos, a instrumentação mecanizada em endodontia promoveu um enorme avanço para a preparação químico-mecânica, facilitando não só este processo como tornando mais seguro o tratamento, quer para o profissional como para o paciente (Campos et al., 2018).

Quer os instrumentos como os motores, continuam a passar por sucessivos avanços, existindo limas com diversas variações ao nível das secções transversais e submetidas a diferentes tratamentos térmicos com o objetivo de lhes conferir maior flexibilidade e poder de corte, aliados à segurança na sua utilização (Kirchhoff, Cunha, Kirchhoff, Mendes, & Mello, 2018).

Tal como o *design* e a técnica, as características das ligas dos instrumentos endodônticos são as principais variáveis que afetam a prática clínica. As alterações que se têm verificado nas ligas de NiTi podem resultar em melhorias, mas também em desvantagens. Os instrumentos martensíticos parecem exibir melhores propriedades de fadiga cíclica, embora estas sejam feitas à custa dos tratamentos de superfície que influenciam a dureza da superfície dos instrumentos de NiTi martensíticos. Assim, embora esses tratamentos possam melhorar a eficiência do corte são prejudiciais para a resistência à fadiga cíclica (Ounsi et al., 2017b).

Entender como cada sistema funciona e dominar a sua utilização permitirá proporcionar um tratamento eficaz e seguro, quer para o paciente como para o profissional. Assim sendo é importante que os clínicos acompanhem a evolução e aprimoramento dos sistemas existentes, procurando sempre pelo melhor tratamento (Campos et al., 2018).

A utilização de um único instrumento endodôntico permite uma redução no custo e no tempo de preparação dos canais radiculares, tal como permite diminuir o risco de contaminação cruzada entre pacientes, já que o instrumento é descartado após o uso. Contudo e ainda que apenas seja preconizada uma única utilização das limas no sistema reciprocante, normalmente o mesmo instrumento é utilizado na preparação de todos os canais de um mesmo dente, inclusive em dentes molares com 3 a 4 canais radiculares e com anatomia complexa (Kirchhoff et al., 2018).

Clinicamente devem ser utilizados novos instrumentos endodônticos quando após a instrumentação se verifica uma redução na arestas laterais de corte, uma vez que após a perda da capacidade corte o profissional tende a aumentar o torque para que continue a ocorrer o corte da dentina, o que pode induzir à fratura (Hélio Lopes et al., 2011).

A utilização de limas de acesso, utilizadas manualmente ou mecanicamente, é fundamental para tornar mais segura a instrumentação mecanizada, na medida em que evita tensões de forças excessivas sobre os instrumentos que podem levar à sua fratura. Assim, realizar o pré-alargamento da área cervical do canal radicular antes de se efetuar a preparação biomecânica facilita a inserção dos instrumentos e melhora a penetração das soluções irrigantes até ao ápex. De igual modo, os detritos formados pela instrumentação reciprocante, durante o seu movimento em sentido horário, são também

de mais fácil remoção, o que auxilia na eliminação de microrganismos e facilita a limpeza do canal radicular. (Kirchhoff et al., 2018)

Se na instrumentação endodôntica manual o controle da intensidade de torque no cabo do instrumento, sem causar a sua deformação ou fratura, depende do conhecimento e da experiência que o profissional tem relativamente às propriedades mecânicas desse instrumento, o controle da intensidade de torque em instrumentos acionados por motores pode ser realizado pelo próprio motor. Seja através de uma programação prévia, estabelecida pelo fabricante, ou por uma programação definida pelo profissional, importa que o movimento de rotação seja interrompido assim que ocorra a imobilização do instrumento no interior do canal radicular (Hélio Lopes et al., 2011).

*Evolução da composição das ligas metálicas utilizadas em endodontia mecanizada:
da liga de aço inoxidável à liga M-Wire*

III. CONCLUSÃO

Tendo por base a revisão de literatura efetuada, foi possível concluir que as características das ligas metálicas influenciam fortemente o sucesso decorrente da sua aplicação. Tem sido cada vez mais emergente a procura de uma liga metálica que seja biocompatível, que apresente elevada resistência à corrosão, ductilidade e possua efeito de memória de forma e superelasticidade.

A literatura atual denota uma crescente tendência para que sejam utilizados na prática clínica endodôntica sistemas mecanizados, aos quais são acoplados instrumentos fabricados com ligas de NiTi, com tratamento térmico e controle de memória de forma, que influencia a capacidade de corte do instrumento, a flexibilidade, a resistência à fratura e a capacidade de remoção de detritos do interior do canal radicular.

Ao integrar no processo metalúrgico o endurecimento e tratamento térmico, as novas limas endodônticas de NiTi possibilitam uma maior resistência à fadiga do que as limas de tamanho e *design* semelhantes feitas em NiTi convencional e um substancial aumento na celeridade dos tratamentos, permitindo que os mesmos possam ser realizados com eficácia e qualidade apenas numa única sessão.

Ainda que os instrumentos de NiTi sejam um recurso adicional que permite uma abordagem clínica facilitadora nos canais finos e curvos, a intervenção recai sobre o conhecimento que o clínico detém relativamente às propriedades dos diferentes sistemas de limas, características de forma, adequação, bem como sobre a manipulação dos instrumentos. Por forma a evitar complicações que se possam traduzir em insucessos, devem sempre ser seguidas as instruções dos fabricantes.

Existindo cada vez mais instrumentos manuais e motorizados acessíveis para a preparação dos canais radiculares, pode o clínico encontrar dificuldades na escolha dos instrumentos que melhor se adequam a cada caso. Assim, importa que se identifiquem as vantagens e limitações de cada sistema não pela propaganda do mercado de vendas, mas através da experiência clínica, aptidão manual, realidade, segurança e resultados obtidos pela evidência científica.

Sendo as causas de fratura dos instrumentos a fadiga cíclica e a torção, é imprescindível ao clínico recorrer a formas de prevenção, tais como: o controlo das limas, o seu uso unitário, a instrumentação sequencial, o uso de “Glide-path”, a pré-instrumentação e a correta execução dos movimentos de Roane.

Por forma a evitar as elevadas taxas de fratura dos instrumentos têm também vindo a ser utilizados movimentos reciprocantes aquando da utilização das limas de NiTi acionadas por motores elétricos. Ainda que os movimentos reciprocantes apresentem maior segurança relativamente aos movimentos rotacionais contínuos, podem provocar microfissuras nas paredes dos canais radiculares que levem à acumulação de uma elevada quantidade de detritos, devendo, portanto, ser efetuados mais estudos longitudinais *in vivo*.

Não existindo até ao momento um instrumento endodôntico que seja capaz de atender a todos os requisitos ideais de uma preparação do canal radicular, importa que continuem a ser efetuadas pesquisas e estudos que visem alcançar maior segurança e eficiência nos tratamentos.

IV. REFERÊNCIAS

- Alcalde, Murilo P., Tanomaru-Filho, M., Bramante, C. M., Duarte, M. A. H., Guerreiro-Tanomaru, J. M., Camilo-Pinto, J., ... Vivan, R. R. (2017). Cyclic and Torsional Fatigue Resistance of Reciprocating Single Files Manufactured by Different Nickel-titanium Alloys. *Journal of Endodontics*. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2017.03.008>
- Alcalde, Murilo Priori, Duarte, M. A. H., Bramante, C. M., de Vasconcelos, B. C., Tanomaru-Filho, M., Guerreiro-Tanomaru, J. M., ... Vivan, R. R. (2018, May 26). Correction to: Cyclic fatigue and torsional strength of three different thermally treated reciprocating nickel-titanium instruments (Clinical Oral Investigations, (2018), 22, 4, (1865-1871), 10.1007/s00784-017-2295-8). *Clinical Oral Investigations*, Vol. 22, p. 1879. <https://doi.org/10.1007/s00784-017-2321-x>
- Anusavice, K., Shen, C., & Rawls, H. R. (2003). Phillips' Science of Dental Materials (Anusavice Phillip's Science of Dental Materials). In *Saunders* (Vol. 1). Retrieved from <http://www.amazon.com/Phillips-Science-Dental-Materials-Anusavice/dp/0721693873>
- Aquino, M. B. de, Lima, D. A. M. de, Câmara, A. C., & Aguiar, C. M. (2015). *Avaliação comparativa da centralização do preparo biomecânico em canais instrumentados pelos sistemas Reciproc e MTwo*.
- Baumann, M. A., & Roth, A. (1999). Effect of experience on quality of canal preparation with rotary nickel-titanium files. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 88(6), 714–718. [https://doi.org/10.1016/S1079-2104\(99\)70015-6](https://doi.org/10.1016/S1079-2104(99)70015-6)
- Bergenholtz, G. (2016). Assessment of treatment failure in endodontic therapy. *Journal of Oral Rehabilitation*, 43(10), 753–758. <https://doi.org/10.1111/joor.12423>
- Bergmans, L., Van Cleynenbreugel, J., Beullens, M., Wevers, M., Van Meerbeek, B., &

- Lambrechts, P. (2003). Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 36(4), 288–295. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12702124>
- Berutti, E., Chiandussi, G., Paolino, D. S., Scotti, N., Cantatore, G., Castellucci, A., & Pasqualini, D. (2012). Canal Shaping with WaveOne Primary Reciprocating Files and ProTaper System: A Comparative Study. *Journal of Endodontics*, 38(4), 505–509. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.12.040>
- Campos, F. A. T., Silva, C. A. M., Aguiar, J. P., Vieira, A. P. S. B., Ferreira, J. M. C., & Ferreira, M. F. (2018). Sistemas rotatórios e reciprocantes na endodontia. *Revista Campo Do Saber*, 4(5), 189–212.
- Capar, I. D., Ertas, H., & Arslan, H. (2015). Comparison of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments. *Australian Endodontic Journal*, 41(1), 24–28. <https://doi.org/10.1111/aej.12067>
- Castellucci, A. (2005). *Endodontics* (Vol. II). Florence: Tridente.
- Chi, C.-W., Li, C.-C., Lin, C.-P., & Shin, C.-S. (2017). Cyclic fatigue behavior of nickel–titanium dental rotary files in clinical simulated root canals. *Journal of the Formosan Medical Association*, 116(4), 306–312. <https://doi.org/10.1016/j.jfma.2016.06.002>
- Civjan, S., Huget, E. F., & DeSimon, L. B. (1975). Potential Applications of Certain Nickel-Titanium (Nitinol) Alloys. *Journal of Dental Research*, 54(1), 89–96. <https://doi.org/10.1177/00220345750540014301>
- Clark, D., & Levin, L. (2019). In the Dental Implant Era, Why Do We Still Bother Saving Teeth? *Journal of Endodontics*. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2019.05.014>
- Coelho, M. S., Fontana, C. E., Kato, A. S., de Martin, A. S., & da Silveira Bueno, C. E. (2016). Effects of Glide Path on the Centering Ability and Preparation Time of Two Reciprocating Instruments. *Iranian Endodontic Journal*, 11(1), 33–37. <https://doi.org/10.7508/iej.2016.01.007>

- Cohen, S., & Hargreaves, K. M. (2011). *Caminhos da Polpa* (Elsevier Editora, Ed.). Rio de Janeiro.
- Dallavilla, F. G. (2018). “ *Estudo da secção transversal das limas endodônticas e seus diferentes designs . Revisão de literatura* ” Felipe Guarda Dallavilla “ *Estudo da secção transversal das limas endodônticas e seus diferentes designs . Revisão de literatura .* ”
- De-Deus, G., Moreira, E. J. L., Lopes, H. P., & Elias, C. N. (2010). Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *International Endodontic Journal*, 43(12), 1063–1068. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2010.01756.x>
- De-Deus, Gustavo, Belladonna, F. G., Silva, E. J. N. L., Marins, J. R., Souza, E. M., Perez, R., ... Neves, A. de A. (2015). Micro-CT Evaluation of Non-instrumented Canal Areas with Different Enlargements Performed by NiTi Systems. *Brazilian Dental Journal*, 26(6), 624–629. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201300116>
- Deplazes, P., Peters, O., & Barbakow, F. (2001). Comparing apical preparations of root canals shaped by nickel-titanium rotary instruments and nickel-titanium hand instruments. *Journal of Endodontics*, 27(3), 196–202. <https://doi.org/10.1097/00004770-200103000-00015>
- Dioguardi, M., Sovereto, D., Aiuto, R., Laino, L., Illuzzi, G., Laneve, E., ... Lo Muzio, L. (2019). Effects of Hot Sterilization on Torsional Properties of Endodontic Instruments: Systematic Review with Meta-Analysis. *Materials*, 12(13), 2190. <https://doi.org/10.3390/ma12132190>
- Dosanjh, A., Paurazas, S., & Askar, M. (2017). The Effect of Temperature on Cyclic Fatigue of Nickel-titanium Rotary Endodontic Instruments. *Journal of Endodontics*, 43(5), 823–826. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2016.12.026>
- Ferreira, F., Adeodato, C., Barbosa, I., Aboud, L., Scelza, P., & Zaccaro Scelza, M. (2017). Movement kinematics and cyclic fatigue of NiTi rotary instruments: a systematic review. *International Endodontic Journal*, Vol. 50, pp. 143–152.

<https://doi.org/10.1111/iej.12613>

Gambarini, G, Galli, M., Di Nardo, D., Seracchiani, M., Donfrancesco, O., & Testarelli, L. (2019). Differences in cyclic fatigue lifespan between two different heat treated NiTi endodontic rotary instruments: WaveOne Gold vs EdgeOne Fire. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 11(7), 0–0. <https://doi.org/10.4317/jced.55839>

Gambarini, Gianluca, Miccoli, G., Seracchiani, M., Khrenova, T., Donfrancesco, O., D'Angelo, M., ... Testarelli, L. (2019). Role of the Flat-Designed Surface in Improving the Cyclic Fatigue Resistance of Endodontic NiTi Rotary Instruments. *Materials*, 12(16), 2523. <https://doi.org/10.3390/ma12162523>

Gao, Y., Shotton, V., Wilkinson, K., Phillips, G., & Ben Johnson, W. (2010). Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of profile vortex rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 36(7), 1205–1209. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2010.02.015>

Gavini, G., dos Santos, M., Caldeira, C. L., Machado, M. E. de L., Freire, L. G., Iglecias, E. F., ... Candeiro, G. T. de M. (2018). Nickel-titanium instruments in endodontics: A concise review of the state of the art. *Brazilian Oral Research*, 32, 44–65. <https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0067>

Gutmann, J. L., & Gao, Y. (2012). Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *International Endodontic Journal*, 45(2), 113–128. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2011.01957.x>

Iacono, F., Pirani, C., Arias, A., de la Macorra, J. C., Generali, L., Gandolfi, M. G., & Prati, C. (2019). Impact of a modified motion on the fatigue life of NiTi reciprocating instruments: a Weibull analysis. *Clinical Oral Investigations*, 23(7), 3095–3102. <https://doi.org/10.1007/s00784-018-2730-5>

Jamleh, A., Yahata, Y., Ebihara, A., Atmeh, A. R., Bakhsh, T., & Suda, H. (2016). Performance of NiTi endodontic instrument under different temperatures.

- Odontology*, 104(3), 324–328. <https://doi.org/10.1007/s10266-015-0214-5>
- Kaval, M. E., Capar, I. D., Ertas, H., & Sen, B. H. (2017). Comparative evaluation of cyclic fatigue resistance of four different nickel-titanium rotary files with different cross-sectional designs and alloy properties. *Clinical Oral Investigations*, 21(5), 1527–1530. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1917-x>
- Kirchhoff, H. M., Cunha, V. M., Kirchhoff, A. L., Mendes, R. T., & Mello, A. M. D. de. (2018). *Revista gestão & saúde (issn 1984 - 8153)*. 18(1), 1–14.
- Kuzekanani, M. (2018). Nickel-Titanium Rotary Instruments: Development of the Single-File Systems. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*, 8(5), 386–390. https://doi.org/10.4103/jispcd.JISPCD_225_18
- Leonardo, M. R. (2005). *Endodontia: Tratamentos de canais radiculares*. (1.^a edição; Artes Médicas, Ed.). São Paulo.
- Liu, J. F., Li, C., Fang, X. Y., Jordon, J. B., & Guo, Y. B. (2018). Effect of wire-EDM on fatigue of nitinol shape memory alloy. *Materials and Manufacturing Processes*, 33(16), 1809–1814. <https://doi.org/10.1080/10426914.2018.1512125>
- Lopes, H. et al. (2011). Fratura de instrumentos endodônticos. recomendações clínicas. *Revista Brasileira de Odontologia*, 68, 152–156.
- Lopes, H. P., Ferreira, A. A. P., Elias, C. N., Moreira, E. J. L., Machado de Oliveira, J. C., & Siqueira, J. F. (2009). Influence of Rotational Speed on the Cyclic Fatigue of Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *Journal of Endodontics*, 35(7), 1013–1016. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.04.003>
- Lopes, Hélio, Souza, L., Vieira, V., Silveira, A., Vieira, M., & Elias, C. N. (2011). *Fratura dos instrumentos endodônticos. Recomendações clínicas*. 152–156.
- Matos, H. R. M. de. (2016). *Endodontia mecanizada , das limas de aço inox a limas de M-Wire . Revisão de Literatura*. Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

- Mendes, I. C. (2017). *Revisão Bibliográfica – Separação Intra-Canalar de Instrumentos Endodônticos: Prevenção e Procedimentos de Resolução* (Universidade Fernando Pessoa). Retrieved from https://bdigital.ufp.pt/bitstream/10284/6198/1/PPG_27493.pdf
- Mendes, R., & Paulo, M. (2004). Instrumentos endodônticos em níquel-titânio. O estado da arte. *SPEMD - REVISTA CIENTIFICA*, 3(30), 51–58. Retrieved from <http://revista.spemd.pt/article/552>
- Mortman, R. E. (2011). Technologic Advances in Endodontics. *Dental Clinics of North America*, 55(3), 461–480. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2011.02.006>
- Naresh, C., Bose, P. S. C., & Rao, C. S. P. (2016). Shape memory alloys: a state of art review. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 149, 012054. <https://doi.org/10.1088/1757-899X/149/1/012054>
- Ordinola-Zapata, R., Peters, O. A., Nagendrababu, V., Azevedo, B., Dummer, P. M. H., & Neelakantan, P. (2019). What is of interest in Endodontology? A bibliometric review of research published in the *International Endodontic Journal* and the *Journal of Endodontics* from 1980 to 2019. *International Endodontic Journal*, iej.13210. <https://doi.org/10.1111/iej.13210>
- Ounsi, H. F., Nassif, W., Grandini, S., Salameh, Z., Neelakantan, P., & Anil, S. (2017a). Evolution of nickel-titanium alloys in endodontics. *Journal of Contemporary Dental Practice*, Vol. 18, pp. 1090–1096. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-2181>
- Ounsi, H. F., Nassif, W., Grandini, S., Salameh, Z., Neelakantan, P., & Anil, S. (2017b, November 1). Evolution of nickel-titanium alloys in endodontics. *Journal of Contemporary Dental Practice*, Vol. 18, pp. 1090–1096. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-2181>
- Pedullà, E., Grande, N. M., Plotino, G., Gambarini, G., & Rapisarda, E. (2013). Influence of Continuous or Reciprocating Motion on Cyclic Fatigue Resistance of 4 Different Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*, 39(2),

- 258–261. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.10.025>
- Pereira, H. S. C., Silva, E. J. N. L. da, & Coutinho-Filho, T. de S. (2013). Movimento recíprocante em Endodontia: revisão de literatura. *Revista Brasileira de Odontologia*, 69(2), 246. <https://doi.org/10.18363/RBO.V69N2.P.246>
- Prichard, J. (2012). Rotation or reciprocation: a contemporary look at NiTi instruments? *British Dental Journal*, 212(7), 345–346. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2012.268>
- Roane, J. B., Sabala, C. L., & Duncanson, M. G. (1985). The “balanced force” concept for instrumentation of curved canals. *Journal of Endodontics*, 11(5), 203–211. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(85\)80061-3](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(85)80061-3)
- Sattapan, B., Nervo, G. J., Palamara, J. E., & Messer, H. H. (2000). Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of Endodontics*, 26(3), 161–165. <https://doi.org/10.1097/00004770-2000033000-00008>
- Schilder, H. (1974). Cleaning and Shaping the Root Canal. *Dental Clinics of North America*, 18(2), 269–296. <https://doi.org/4522570>
- Semaan, F., Fagundes, F., Haragushiku, G., Leonardi, D., & Filho, F. (2009). Artigo_11_Endodontia_mecanizada_a_evolucao dos. *RSBO*, 14. Retrieved from http://univille.edu.br/community/depto_odontologia/VirtualDisk.html/downloadDirect/137054
- Shen, Y., Zhou, H. M., Zheng, Y. F., Peng, B., Haapasalo, M., Ye, J., ... Pessoa, U. F. (2018). Current Strategies in Metallurgical Advances of Rotary NiTi Instruments: A Review. *Journal of Dental Health, Oral Disorders & Therapy*, 9(1). <https://doi.org/10.15406/jdhodt.2018.09.00333>
- Siqueira, J. (2012). Princípios biológicos do tratamento endodôntico de dentes com polpa necrosada e lesão perirradicular. *Revista Brasileira de Odontologia*, 69, 8–14.
- Soares, I. (2011). *Endodontia - Técnicas e Fundamentos*. Brasil: Artmed Editora.

- Thompson, S. A. (2000, July). An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*, Vol. 33, pp. 297–310. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2591.2000.00339.x>
- Viana, A. C. D., Chaves Craveiro de Melo, M., Guiomar de Azevedo Bahia, M., & Lopes Buono, V. T. (2010). Relationship between flexibility and physical, chemical, and geometric characteristics of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 110(4), 527–533. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2010.05.006>
- Vinothkumar, T. S., Kandaswamy, D., Prabhakaran, G., & Rajadurai, A. (2016). Mechanical behavior of deep cryogenically treated martensitic shape memory nickel-titanium rotary endodontic instruments. *European Journal of Dentistry*. <https://doi.org/10.4103/1305-7456.178314>
- Walia, H. M., Brantley, W. A., & Gerstein, H. (1988). An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *Journal of Endodontics*, 14(7), 346–351. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(88\)80196-1](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(88)80196-1)
- Zhou, H., Peng, B., & Zheng, Y.-F. (2013). An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Endodontic Topics*. <https://doi.org/10.1111/etp.12045>
- Zinelis, S., Darabara, M., Takase, T., Ogane, K., & Papadimitriou, G. D. (2007). The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 103(6), 843–847. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2006.12.026>
- Zuolo, A. S., Mello, J. E., Cunha, R. S., Zuolo, M. L., & Bueno, C. E. S. (2013). Efficacy of reciprocating and rotary techniques for removing filling material during root canal retreatment. *International Endodontic Journal*, 46(10), 947–953. <https://doi.org/10.1111/iej.12085>
- Zupanc, J., Vahdat-Pajouh, N., & Schäfer, E. (2018). New thermomechanically treated NiTi alloys - a review. *International Endodontic Journal*, 51(10), 1088–1103.

<https://doi.org/10.1111/iej.12924>